



**Titre:** Plateforme pour le guidage de dispositifs thérapeutiques sub-millimétriques par IRM  
Title:

**Auteur:** Manuel Vonthron  
Author:

**Date:** 2012

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Vonthron, M. (2012). Plateforme pour le guidage de dispositifs thérapeutiques sub-millimétriques par IRM [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/874/>  
Citation:

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/874/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de recherche:** Sylvain Martel  
Advisors:

**Programme:** Génie informatique  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

PLATEFORME POUR LE GUIDAGE DE DISPOSITIFS THÉRAPEUTIQUES  
SUB-MILLIMÉTRIQUES PAR IRM

MANUEL VONTHRON  
DÉPARTEMENT DE GÉNIE INFORMATIQUE ET GÉNIE LOGICIEL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE INFORMATIQUE)  
JUN 2012

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

PLATEFORME POUR LE GUIDAGE DE DISPOSITIFS THÉRAPEUTIQUES  
SUB-MILLIMÉTRIQUES PAR IRM

présenté par : VONTHRON, Manuel

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès Sciences Appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. DAGENAIS, Michel, Ph.D., président

M. MARTEL, Sylvain, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. BELTRAME, Giovanni, Ph.D., membre

## REMERCIEMENTS

Je tiens en premier lieu à remercier Pr. Sylvain Martel, qui m'a accueilli dans son laboratoire et fait confiance dès mes débuts. Il m'a permis de travailler sur des sujets passionnants, avec des collègues fantastiques et avec du matériel exceptionnel.

Je suis également très reconnaissant envers Pr. Michel Dagenais et Pr. Giovanni Beltrame d'avoir accepté d'évaluer mon travail de maîtrise qui, j'espère, sera à la hauteur de leurs attentes.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance sans limite pour Charles Tremblay, dont l'excentricité n'a d'égal que sa passion des sciences et qui m'a énormément aidé depuis mon premier jour au laboratoire de Nanorobotique. Charles est un scientifique incroyable, jamais effrayé de devoir apprendre un nouveau domaine tout entier en quelques mois et toujours enthousiaste à l'idée de réparer l'univers (et s'il reste des morceaux de côté quand on le remontera, c'est qu'ils ne devaient pas être bien utiles). J'ai appris énormément à ses côtés et cette maîtrise ne serait pas ce qu'elle est sans lui.

Ce travail a été réalisé en parallèle de deux autres travaux de maîtrise qui y sont particulièrement reliés. C'est au regard de notre travail collectif que ce mémoire prend réellement tous son sens, je tiens donc à remercier tout particulièrement Viviane Lalande et Benjamin Conan. Travailler avec eux a été un vrai plaisir, que ce soit à 6h ou à 23h, devant un tableau blanc ou dans un tunnel d'IRM. Ce projet n'aurait pu être mené à bien sans l'aide précieuse de Dr. Gilles Soulez et Dr. Gilles Baudouin, ainsi que le personnel du CHUM Notre Dame et des animaleries de l'UdeM.

Merci enfin à tous les membres du laboratoire de Nanorobotique pour leur conseils et leur bonne humeur au quotidien : Gaël Bringout, Ouajdi Felfoul, Dominic de Lanauze, Alexandre Bigot, Mahmood Mohammadi, Frédérick Gosselin, Nina Olamaei, Guillermo Vidal, Neila Kaou, Nasr Tabatei, Jacinthe Lapointe ainsi qu'à ma famille.



## RÉSUMÉ

L'utilisation des micro-robots en chirurgie minimalement invasive est un domaine de recherche très actif, et au potentiel très important. Il s'agit de doter les équipes médicales d'outils techniques leur permettant de surpasser les problèmes auxquels elles font face : traitement invasif, zones inaccessibles, infections nosocomiales, etc. Les micro-robots ont en effet le potentiel de pouvoir atteindre des endroits jusqu'ici inaccessibles par les chirurgiens tout en étant introduits dans le corps par une opération minime présentant de faibles risques. Ils peuvent être fonctionnalisés pour remplir une multitude de tâches : administration de médicament, prélèvement de cellules malades, pose de *stent*, ablation, etc. Miniaturiser un tel dispositif et lui fournir l'énergie nécessaire à son fonctionnement est un défi majeur. Nous proposons l'utilisation de forces magnétiques pour y répondre, la force peut ainsi être générée et contrôlée depuis l'extérieur du micro-robot.

Notre méthode se base sur l'utilisation d'un scanner d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Les scanners d'IRM sont des outils répandus dans les hôpitaux qui ont la particularité d'être composés d'un puissant champ magnétique permanent et de bobines de gradients magnétiques tridimensionnelles capable de moduler ce champ très rapidement et très précisément. Ces gradients peuvent générer la force dont nous avons besoin pour déplacer notre dispositif thérapeutique. Cette approche a été validée par des travaux de recherche précédents et nous souhaitons continuer à réduire la taille des micro-robots navigués. Cela entraîne un besoin de force magnétique supplémentaire qui se heurte aux capacités de l'IRM. Nous proposons alors de lui adjoindre du matériel capable d'engendrer une force magnétique 20 fois supérieure.

Nous avons également besoin de connaître précisément l'emplacement du dispositif dans le système vasculaire pour mener à bien la navigation. Cette étape de localisation peut également être réalisée par une utilisation détournée du scanner d'IRM. Il se forme en effet une distortion du champ magnétique lorsque l'on insère un élément métallique dans un IRM, nous pouvons exploiter ce phénomène pour isoler l'origine de la perturbation. L'IRM nous fournit donc à la fois un capteur et un actionneur. Le rôle du contrôleur pourra quant à lui être rempli par le personnel médical qui guidera le dispositif pour aux endroits appropriés.

Le présent mémoire de maîtrise porte sur la mise en place d'une telle plateforme à l'École Polytechnique de Montréal. Nous proposons d'étudier le cas de la navigation d'un cathéter muni d'une bille métallique de 0.9 mm de diamètre. Pour parvenir à le naviguer magnétiquement, nous implémentons la technique de localisation présentée plus haut dans l'IRM du laboratoire de Nanorobotique. La mise en œuvre de cette technique est alors testée et validée

pour le positionnement d'un cathéter (précision et linéarité du positionnement, influence des paramètres) Nous réalisons également la prise en main du nouveau système de génération de gradients magnétiques pour la propulsion. Ce matériel prototype est testé en profondeur afin de déterminer son adéquation à nos besoins et la façon d'en tirer partie au mieux. Nos expériences montrent que le matériel est adapté à des procédures de cathéters ou de fils-guides, mais qu'il présente des lacunes compromettant son utilisation pour la navigation en boucle fermée de dispositifs micrométriques. Nous réalisons enfin un ensemble de logiciels destinés à former une structure cohérente, mettant en relation nos capacités de localisation et de propulsion, au service de l'équipe médicale. Un serveur temps-réel est conçu pour prendre le contrôle du système de propulsion. Nous lui adjoignons une interface graphique cliente qui communique avec lui par réseau. Le système informatique est testé et amélioré au fur et à mesure des souhaits émis par les utilisateurs afin de parvenir à une plateforme conviviale et efficace.

De nombreux tests en conditions *in-vitro* sont réalisés au cours de ce travail de maîtrise, tous les composants de la plateforme sont caractérisés et validés. Le projet de guidage magnétique prend tout son sens avec la réalisation d'expérimentation *in-vivo*, où nous parvenons à guider un fil-guide muni d'un embout magnétique de 0.9 mm de diamètre dans le système vasculaire de lapins vivants.

## ABSTRACT

The use of microrobots in minimally invasive surgery is a very active research field where potential applications are numerous. The goal is to provide medical teams with technical tools in order to help them overcoming some of their current issues : invasive treatments, inaccessible areas, nosocomial infections, etc. Microrobots have indeed the potential to reach areas previously inaccessible by surgeons while being introduced into the body with a small incision with reduced risk. They can be functionalized to perform many kind of tasks : drug delivery, biopsy, stent deployment, ablation, etc. Reducing the size of such a device while providing the energy necessary for its operation is a major challenge. We propose the use of magnetic forces to this purpose, the force can be generated and controlled from outside the microrobot.

Our method takes advantage of a magnetic resonance imaging scanner (MRI). MRI scanners are medical imaging tools widely used in hospitals. They have the key characteristic of being composed of a powerful permanent magnetic field and three-dimensional magnetic gradient coils which can apply variations on the main field very quickly and precisely. These gradients are able to generate the force we need to move a therapeutic device as it has been validated by previous research. We are looking to reduce the size of the navigated devices. This causes a need for additional magnetic force that conflicts with the capabilities of MRI. We propose to enhance the MRI with equipment capable of generating a magnetic force 20 times higher.

Efficient navigation also needs the precise location of the device in the vascular system. This tracking part can also be performed by an alternate use of the MRI scanner. We take advantage of the magnetic field distortion caused by the ferromagnetic element to isolate the source of the phenomenon. With these two possibilities, the MRI provides us with both a sensor and an actuator. In the end, the role of the controller can be played by the medical team who will guide the device into the vessel network.

This master's thesis focuses on the making of such a platform at École Polytechnique de Montréal. We propose to study the case of the catheter navigation with a 0.9 mm diameter metal tip. To achieve magnetic navigation, we implement the localization technique presented earlier in the MRI of the Nanorobotics Laboratory. The implementation of this technique is then tested and validated for the positioning of a catheter (positioning accuracy and linearity, influence of parameters). We also learn to use the new magnetic gradient equipment intended for propulsion. This prototype is tested to determine its suitability for our needs and how to take advantage of it. Our experiments show that the propulsion system may be used with

catheter navigation procedures, however we identified issues that prevent it from running closed loop controlled particles steering procedures. We finally design and implement a set of software to assemble our tracking and propulsion system in a coherent platform to be used by a medical team. A real-time server is designed to take control of the propulsion system. We design a GUI client that communicates with him through network. The infrastructure is tested and improved with the feedback expressed by users in order to achieve an effective and user-friendly platform.

Numerous tests in *in-vitro* conditions are achieved during this study, all platform components are characterized and validated. The proposed magnetic navigation procedure is brought to completion with *in-vivo* experiments where we navigate a guidewire with a 0.9 mm magnetic tip in the vasculature of live rabbits.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS . . . . .	iii
RÉSUMÉ . . . . .	iv
ABSTRACT . . . . .	vi
TABLE DES MATIÈRES . . . . .	viii
LISTE DES TABLEAUX . . . . .	xi
LISTE DES FIGURES . . . . .	xii
LISTE DES LISTAGES . . . . .	xiv
LISTE DES ANNEXES . . . . .	xv
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS . . . . .	xvi
CHAPITRE 1 INTRODUCTION . . . . .	1
1.1 Le projet MR-Sub . . . . .	1
1.2 L'imagerie par résonance magnétique (IRM) . . . . .	5
1.2.1 Le scanner IRM . . . . .	6
1.2.2 Principe de fonctionnement de l'IRM . . . . .	8
1.2.3 L'architecture interne de l'IRM . . . . .	11
1.2.4 Les capacités de guidage de l'IRM . . . . .	12
1.3 Revue des connaissances . . . . .	13
1.3.1 Les dispositifs guidables . . . . .	13
1.3.2 Le guidage . . . . .	15
1.3.3 La localisation . . . . .	18
1.4 Problématique . . . . .	21
1.4.1 Objectifs . . . . .	21
1.4.2 Organisation du mémoire . . . . .	22
CHAPITRE 2 LOCALISATION . . . . .	23
2.1 Principe de fonctionnement . . . . .	23
2.2 Implémentation de la méthode . . . . .	25

2.2.1	Développement dans le contexte de l'IRM . . . . .	25
2.2.2	Algorithmes . . . . .	26
2.2.3	Adaptation de la technique au système IRM . . . . .	32
2.2.4	Adaptation à la procédure cathéter . . . . .	32
2.2.5	Paramètres présentés à l'utilisateur . . . . .	37
2.3	Caractérisations . . . . .	38
2.3.1	Précision . . . . .	38
2.3.2	Linéarité . . . . .	40
2.4	Conclusion et discussion . . . . .	43
2.4.1	Influence des paramètres de la séquence . . . . .	43
2.4.2	Évolution vers un système externe . . . . .	45
CHAPITRE 3	SYSTÈME DE PROPULSION . . . . .	46
3.1	Description des composants . . . . .	47
3.1.1	Cylindre de gradient magnétiques . . . . .	47
3.1.2	Système d'alimentation . . . . .	49
3.1.3	Contrôleur bas-niveau . . . . .	50
3.2	Caractérisation . . . . .	53
3.2.1	Temps de montée . . . . .	53
3.2.2	Délais de traitement . . . . .	56
3.2.3	Communication & taux de rejet des commandes . . . . .	59
3.2.4	Délais de communication . . . . .	61
3.3	Validation <i>in-vitro</i> du guidage de fil-guide . . . . .	66
3.3.1	Procédure expérimentale . . . . .	66
3.3.2	Résultats . . . . .	68
3.3.3	Conclusion et discussion . . . . .	68
3.4	Conclusion . . . . .	70
CHAPITRE 4	SYSTÈME DE CONTRÔLE . . . . .	71
4.1	Télécommande du système de propulsion . . . . .	72
4.1.1	Fenêtre principale . . . . .	73
4.1.2	Boussoles . . . . .	73
4.1.3	Périphériques d'entrée . . . . .	77
4.1.4	Signaux sonores . . . . .	78
4.1.5	Communication . . . . .	78
4.1.6	Implémentation . . . . .	79
4.1.7	Discussion . . . . .	79

4.2	Serveur non temps-réel (prototype) . . . . .	80
4.2.1	Technologies utilisées . . . . .	80
4.2.2	Conception . . . . .	80
4.2.3	Conclusion . . . . .	81
4.3	Serveur temps-réel . . . . .	82
4.3.1	Xenomai . . . . .	82
4.3.2	Conception du serveur temps-réel . . . . .	86
4.3.3	Validation . . . . .	94
4.4	Conclusion . . . . .	100
CHAPITRE 5 VALIDATION IN-VIVO . . . . .		101
5.1	Objectifs . . . . .	102
5.2	Procédure expérimentale . . . . .	103
5.2.1	Présentation des salles . . . . .	103
5.2.2	Préparation . . . . .	105
5.2.3	Guidage . . . . .	108
5.2.4	Expériences réalisées . . . . .	109
5.3	Résultats . . . . .	110
5.4	Conclusion et discussion . . . . .	112
CHAPITRE 6 CONCLUSION . . . . .		115
6.1	Synthèse des travaux . . . . .	115
6.2	Limitations de la solution proposée . . . . .	116
6.3	Améliorations futures . . . . .	117
RÉFÉRENCES . . . . .		118
ANNEXES . . . . .		123

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Types de conteneurs du framework ICE . . . . .	35
Tableau 2.2	Options de la séquence MS-SET . . . . .	37
Tableau 2.3	Paramètres de la séquence de localisation . . . . .	44
Tableau 3.1	Caractéristiques de l'insert de propulsion . . . . .	48
Tableau 3.2	Commandes disponibles pour le pilotage du contrôleur bas niveau . .	52
Tableau 3.3	Temps d'établissement du courant - configuration originale . . . . .	54
Tableau 3.4	Temps d'établissement du courant - seconde configuration . . . . .	55
Tableau 3.5	Mesures des temps de transmission sur la liaison RS232 . . . . .	62
Tableau 3.6	Résultats des essais de guidage <i>in-vitro</i> . . . . .	69
Tableau 4.1	Code couleur des axes de la « double boussole » . . . . .	76
Tableau 5.1	Liste des expériences <i>in-vivo</i> réalisées . . . . .	109
Tableau 5.2	Résultats des essais de guidage <i>in-vivo</i> . . . . .	110
Tableau 5.3	Images des résultats de guidage <i>in-vivo</i> . . . . .	111
Tableau C.1	Images de bille C/S 1.2mm dans différentes conditions de bruit. . . .	147



## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Illustration du guidage de fil-guide par une force magnétique . . . . .	3
Figure 1.2	IRM du laboratoire de Nanorobotique . . . . .	5
Figure 1.3	Schéma de la composition d'un scanner IRM . . . . .	6
Figure 1.4	Orientation le repère de l'IRM . . . . .	8
Figure 1.5	Principe de génération du signal RMN . . . . .	9
Figure 1.6	Principe de l'encodage spatial . . . . .	11
Figure 1.7	Interactions avec les composants de l'IRM . . . . .	12
Figure 1.8	Bobines utilisées pour les preuves de guidage . . . . .	17
Figure 1.9	Bobines de gradients magnétiques additionnelles . . . . .	17
Figure 1.10	Revue des différentes techniques de localisation <i>actives</i> et <i>passives</i> . .	19
Figure 1.11	Artéfact provoqué par une bille de 0.9 mm de diamètre. . . . .	21
Figure 2.1	Simulation et projection d'une équipotentielle . . . . .	24
Figure 2.2	Chronologie de la séquence MS-SET . . . . .	27
Figure 2.3	Principe de la corrélation . . . . .	29
Figure 2.4	Exemple de données de corrélation. . . . .	31
Figure 2.5	Capture d'écran présentant les options de la séquence MS-SET . . . .	37
Figure 2.6	Fantôme en verre utilisé pour le déplacement du cathéter . . . . .	38
Figure 2.7	Expérience de tracking d'un cathéter dans un modèle en verre. . . . .	39
Figure 2.8	Test de linéarité du tracking . . . . .	40
Figure 2.9	Résultat du test de linéarité du tracking. . . . .	41
Figure 2.10	Correction de la non-linéarité à l'aide d'une matrice de correction . .	42
Figure 2.11	Comparaison du signal obtenu pour différents offsets . . . . .	43
Figure 3.1	Bobines de gradients magnétique pour le guidage, en place dans l'IRM	47
Figure 3.2	Alimentation électrique Powerten P66 . . . . .	50
Figure 3.3	Contrôleur bas niveau du système de propulsion . . . . .	51
Figure 3.4	Architecture simplifiée du contrôleur bas niveau. . . . .	51
Figure 3.5	Allure de l'établissement du courant selon les deux versions du contrôleur	56
Figure 3.6	Mesures du délai de traitement dans le micro-contrôleur . . . . .	57
Figure 3.7	Délai avant évolution du courant dans l'alimentation électrique . . . .	58
Figure 3.8	Évolution du taux de rejet des commandes . . . . .	60
Figure 3.9	Mesure des temps de transmission sur le port série. . . . .	63
Figure 3.10	Photographie du guide avec son embout magnétique . . . . .	66
Figure 3.11	Système vasculaire artificiel utilisé pour le guidage de fil-guide . . . .	67

Figure 3.12	Récapitulatif de l'évolution du courant dans le système de propulsion	70
Figure 4.1	Informations présentées au médecin dans 3DSlicer . . . . .	71
Figure 4.2	Représentation de la structure informatique du projet . . . . .	72
Figure 4.3	Fenêtre principale de la télécommande . . . . .	74
Figure 4.4	Fenêtre d'indication d'un angle de guidage (un plan) . . . . .	75
Figure 4.5	Modes de calcul des projections . . . . .	76
Figure 4.6	Fenêtre d'indication d'un angle de guidage (deux plan) . . . . .	77
Figure 4.7	Périphériques d'entrée pour le réglage de la force magnétique . . . . .	78
Figure 4.8	Modules du serveur prototype . . . . .	81
Figure 4.9	Architecture de Xenomai . . . . .	84
Figure 4.10	Modules du serveur temps-réel . . . . .	86
Figure 4.11	Contenu du segment de mémoire partagée . . . . .	90
Figure 4.12	Diagramme de décision de la tâche de communication . . . . .	91
Figure 4.13	Analyse du temps entre deux trames sur le lien RS232. . . . .	96
Figure 4.14	Écarts des fils d'exécutions temps-réel à leur période de référence . . . . .	97
Figure 4.15	Évolution des valeurs de courants souhaitées et constatées . . . . .	99
Figure 5.1	Présentation des artères ciblées . . . . .	102
Figure 5.2	Salle IRM. . . . .	104
Figure 5.3	Salle de contrôle. . . . .	104
Figure 5.4	Dispositif de calibration. . . . .	105
Figure 5.5	Recalage du repère d'imagerie avec le repère de <i>tracking</i> . . . . .	106
Figure 5.6	Angiographie et reconstruction . . . . .	107
Figure 5.7	Utilisation des périphériques d'entrée. . . . .	113
Figure 5.8	Différents repères en présences lors de la procédure de navigation. . . . .	114
Figure A.1	Équipe médicale et d'ingénieurs impliqués dans les tests <i>in-vivo</i> . . . . .	124

## LISTE DES LISTAGES

2.1	Séquence MS-SET . . . . .	28
2.2	Corrélation du signal pour le positionnement . . . . .	30
4.1	Exemple de message de la télécommande vers le serveur . . . . .	89
4.2	Exemple de message du serveur vers la télécommande . . . . .	89
4.3	Exemple de données exportées par le tube « dump-rri ». . . . .	92
4.4	Exemple de données exportées par le tube « tracing ». . . . .	93
4.5	Exemple de données exportées par le tube « values ». . . . .	93
4.6	Exemple de fichier de configuration . . . . .	94

## LISTE DES ANNEXES

Annexe A	Équipe des expériences <i>in-vivo</i> . . . . .	124
Annexe B	Protocole <i>in-vivo</i> . . . . .	125
Annexe C	Sources de bruit en IRM . . . . .	146
Annexe D	Articles . . . . .	148

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

$\vec{B}_0$	Champ magnétique principal de l'IRM
$\vec{\nabla}B$	Gradient magnétique
$G_x, G_y, G_z$	Gradient magnétique en X, Y et Z
ADC	Analog to Digital Converter
C/S	Chrome/Steel (acier chromé)
CHUM	Centre Hospitalier de l'Université de Montréal
DLL	Dynamic-Link Library
DSV	Diameter of Spherical Volume
FOV	Field of View
GUI	Graphical User Interface
ICE	Image reConstruction Environment
IDDP	Inter-Domain Datagram Protocol
IDEA	Integrated Development Environment for Applications
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MPCU	Measurement, Physiological and Communication Unit
MRIR	MR Image Reconstruction
MR-Sub	Magnetic Resonance Submarine
MS-SET	Magnetic Signature Selective Excitation Tracking
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
PID	Proportional–Integral–Derivative (contrôleur)
PS	Power supply (alimentation électrique)
RF	Radio Frequency
RMN	Résonance Magnétique Nucléaire
RRI	<i>Resonance Research Inc.</i>
RT	Temps-réel (Real-time)
RTOS	Système d'exploitation temps-réel (Real-time operating system)
RX	Rayons X
SNR	Rapport signal sur bruit (signal-noise ratio)
T	Tesla (unité de champ magnétique)
T/m, mT/m	(milli)Tesla par mètre (unité de gradient magnétique)
TX/RX	Transmission/Réception
UdeM	Université de Montréal
XDDP	Cross-Domain Datagram Protocol

## CHAPITRE 1

### INTRODUCTION

Le projet « Magnetic Resonance Submarine » (MR-Sub) est un projet ambitieux dont le but premier est d'utiliser les capacités magnétiques d'un scanner d'hôpital pour localiser et guider un dispositif thérapeutique dans les vaisseaux sanguins humains. Le principe de l'utilisation des propriétés magnétiques d'un IRM en tant que capteur et actionneur a été validé avec succès par les travaux précédents du laboratoire de Nanorobotique. La miniaturisation des dispositifs guidés s'accompagne cependant de contraintes qui se heurtent aux limites d'un IRM clinique traditionnel.

Les travaux présentés dans ce mémoire ont pour objectif la réalisation d'une plateforme matérielle et logicielle permettant de naviguer des dispositifs d'une taille inférieure au millimètre dans le système vasculaire. Le cas étudié est celui d'un cathéter (ou d'un fil-guide) muni d'un embout magnétique de 0.9 mm de diamètre. Le navigation du dispositif implique trois sous-ensembles qui sont réalisés, testés et présentés dans ce mémoire : sa localisation, son guidage par une force magnétique, et son contrôle. Le projet est finalement validé par une démonstration *in-vivo* dans le système vasculaire d'un lapin.

Ce chapitre présente le projet, ses motivations et les travaux précédents sur lesquels nous nous appuyons. Ensuite ferons une présentation de l'imagerie par résonance magnétique ainsi qu'une revue de littérature. Nous terminerons par un exposé de la problématique et l'organisation du présent document.

#### 1.1 Le projet « Magnetic Resonance Submarine »

Les cancers représentent la seconde cause de mortalité chez l'homme [1, 2]. La recherche dans le traitement de ces maladies est très active et suit des voies variées : mise au point de techniques de diagnostic précoce, amélioration de l'efficacité des médicaments, développement de nouvelles méthodes d'acheminement des médicaments, etc. C'est cette troisième voie que suit le projet MR-Sub. Plutôt que de travailler à l'élaboration de nouvelles molécules, ce qui est du ressort de la pharmacologie, nous utilisons les possibilités de différents équipements technologiques pour mettre au point un moyen d'acheminement (« vecteur ») de la molécule anti-tumorale au plus près de la zone ciblée, voire à l'intérieur même de la tumeur.

Le développement d'une plateforme capable de mener ces traitements au plus près de leur cible est donc, outre ses défis techniques importants et stimulants, un problème dont l'impact

sur la société est majeur.

À l'heure actuelle, l'administration de médicament anti-cancéreux (chimiothérapie) se traduit par une libération dans le système vasculaire complet dans l'espoir qu'une partie atteindra la zone malade, car il n'existe pas de moyen efficace pour contenir le traitement autour de cette zone. Or, si ces traitements sont des poisons pour les cellules tumorales, ils le sont également pour les cellules saines et cela résulte en de graves effets secondaires. Le projet MR-Sub peut apporter sa contribution en amenant les substances thérapeutiques au plus près de la zone malade afin de réduire sa diffusion indésirée.

*Vocabulaire* : Le **ciblage thérapeutique** consiste en la tentative d'apporter, à l'aide d'un **vecteur**, le traitement au plus près de la zone atteinte. Dans l'idéal, un traitement anti-cancéreux serait administré au sein même d'une tumeur, sans aucune dispersion à l'extérieur.

L'injection du médicament à proximité de la zone malade est généralement impossible, un trajet plus ou moins long entre le point initial (par exemple une artère dans le bras) et la cible est donc inévitable. Pour pouvoir atteindre l'objectif, il nous faut être capable d'influer sur le parcours du vecteur. Et dans l'hypothèse où nous pouvons avoir cette influence, il nous faut connaître précisément la position du vecteur à tout instant pour pouvoir prendre les bonnes décisions et le guider convenablement. Ce sont deux défis importants que nous proposons de résoudre grâce à une plateforme centrée sur l'utilisation de deux outils déjà bien implantés en milieu hospitalier : les appareils d'imagerie par résonance magnétique, et les outils de type cathéters et fil-guides.

*Vocabulaire* : Un **cathéter** est un long tube fin et souple destiné à être inséré et manœuvré dans un organe ou un vaisseau sanguin. C'est un outil très utilisé dans la médecine moderne qui a de nombreuses applications : injection de médicaments, retrait de liquide ou de solide, certaines opérations de chirurgie minimalement invasive, etc. Un **fil-guide**, ou guide, est un fil en alliage métallique plus fin qu'un cathéter de manière à pouvoir être glissé à l'intérieur de celui-ci. Étant plus manœuvrable qu'un cathéter, on l'utilise pour faciliter la navigation de ce dernier.

La figure 1.1 illustre la méthode de guidage de cathéter que nous souhaitons accomplir. Le cathéter ou le guide est introduit comme dans le vaisseau sanguin et il est avancé jusqu'à ce qu'il rencontre une bifurcation. Le comportement naturel, si le chirurgien continuait de pousser le cathéter, serait de continuer « tout droit », les besoins du traitement font cependant qu'il est souvent nécessaire de franchir l'intersection en allant dans une autre direction (à

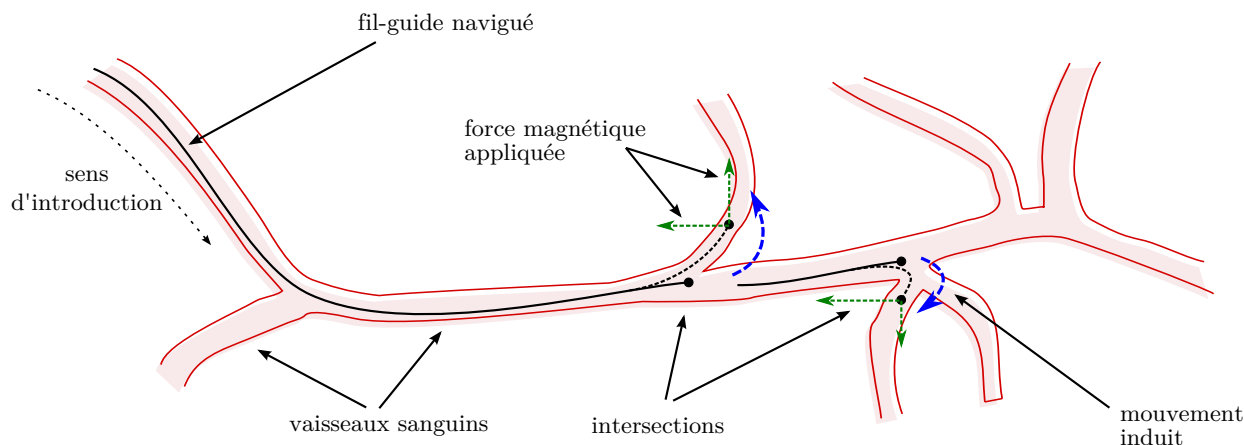


Figure 1.1. Illustration du guidage de fil-guide par gradients magnétiques pour franchir des intersections du système vasculaire

droite, à gauche, en haut, en bas...). Le principe de la plateforme que nous présentons est d'appliquer une force magnétique sur la tête du cathéter (spécialement adaptée) pour la faire dévier dans la direction souhaitée. Ce mouvement est représenté sur la figure 1.1 par les flèches bleues et les composantes de la force magnétique par les flèches vertes. De bifurcations en bifurcations, nous pourrions ainsi nous rapprocher au plus près de la zone à traiter.

Les principes permettant de répondre à ces défis par l'utilisation détournée d'un IRM ont été développés théoriquement et validés expérimentalement lors de précédentes études au laboratoire de Nanorobotique. Les paramètres influant sur le guidage d'un élément à l'aide d'un appareil d'imagerie par résonance magnétique ont été identifiés et le comportement a été modélisé par Jean-Baptiste Mathieu [3–7] et la technique de visualisation de la position du dispositif a été décrite par Ouajdi Felfoul [8, 9]. Ces travaux ont permis la navigation contrôlée d'une bille de 1.5 mm de diamètre dans l'aorte d'un porc vivant en 2007 [10–12]. Cette première mondiale a été réalisée dans un IRM du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) avec le concours des docteurs G. Soulez et G. Beaudouin.

Fort de ce succès, un appareil d'IRM a été acquis et installé dans l'enceinte même de l'École Polytechnique de Montréal. Celui-ci s'est vu adjoindre du matériel supplémentaire afin d'augmenter la force magnétique qu'il nous est possible de générer. C'est donc sur ce nouvel équipement et avec un nouveau dispositif (le guide et son embout magnétique) que nous allons développer notre plateforme.



## Les composantes du projet

Le projet dans son ensemble est fortement pluridisciplinaire et englobe des problématiques variées. Il paraît donc nécessaire pour la bonne compréhension de ce travail d'en présenter les composantes. Le projet de guidage de cathéter est divisé en trois grands sous-projets menant chacun à la réalisation d'un mémoire de maîtrise :

1. La conception, la caractérisation et la validation de l'embout de fil-guide magnétique, ainsi que l'organisation des expériences *in-vivo* (V. Lalande [13]).
2. L'étude des techniques de segmentation pour la reconstruction d'un modèle 3D du système vasculaire et la réalisation d'un module présentant cette reconstruction adjointe des données de localisation et de guidage dans le logiciel 3DSlicer<sup>1</sup> (B. Conan).
3. La réalisation de la plateforme logicielle permettant la localisation du dispositif et le contrôle des moyens de propulsion en lien avec une interface usager qui fait l'objet du présent mémoire.

Sauf mention contraire, l'ensemble de ce qui est présenté dans ce mémoire représente la contribution de l'auteur. Les exceptions sont indiquées et concernent en particulier le développement théorique de la technique de localisation MS-SET (Ouajdi Felfoul, [9]) et sa première implémentation au Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (Arnaud Chanu, [15]). Dans ce mémoire, l'auteur réalise une nouvelle implémentation sur l'IRM du laboratoire de Nanorobotique, puis l'évalue (chapitre 2). Le système de propulsion utilisé et étudié au chapitre 3 a été conçu et réalisé par la société *Resonance Research, inc.* (MA, USA). Enfin, les expériences *in-vivo* présentées au chapitre 5 sont le fruit du travail collectif des trois étudiants du projet de guidage de cathéter, elles ont été organisées par Viviane Lalande et ont été conduites avec l'aide d'ingénieurs du laboratoire et d'une équipe médicale.

De même, sauf indication contraire, les figures utilisées dans ce mémoire sont réalisées par l'auteur.

---

1. 3DSlicer [14] est un logiciel d'imagerie médicale utilisé dans ce projet pour afficher les informations présentées au médecin : reconstruction du réseau vasculaire, positionnement du guide, orientation de la force magnétique. Il est cité à de nombreuses reprises dans ce mémoire car il constitue un acteur majeur de l'infrastructure informatique du projet.

## 1.2 L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'IRM est une *modalité d'imagerie médicale* permettant de réaliser des vues 2D ou 3D du corps humain (ou de tout végétal ou animal que l'on placerait dedans). Contrairement à d'autres méthodes comme la fluoroscopie (rayons X) ou la tomographie (rayons Gamma), un examen par IRM se fait sans utilisation de rayons ionisants. À ce jour, aucune nocivité des appareils d'IRM n'a été découverte (en condition d'utilisation normale). Il s'agit donc d'un choix pour les équipes médicales car il peut imager toutes sortes de tissus avec une grande qualité. Les appareils d'IRM sont cependant très coûteux et les hôpitaux ne disposent souvent que de peu d'exemplaires, quand ils en ont. Le temps d'attente moyen au Canada pour un examen IRM est ainsi de 10 semaines, avec de fortes disparités selon les provinces [16].



Figure 1.2. IRM du laboratoire de Nanorobotique (bâtiment Bombardier)

Que ce soit pour la localisation ou pour la propulsion du dispositif, il est important de comprendre le principe de fonctionnement d'un appareil d'IRM. Dans le cas de la localisation, cela nous permet de comprendre pourquoi les images standards de l'IRM ne sont pas utilisables pour notre problème. Et dans le cas de la propulsion, cela nous permet de comprendre d'où viennent les capacités de guidage de l'IRM, qui sont en fait le résultat d'une utilisation détournée de certains composants de celui-ci. Le fonctionnement précis de l'IRM est cependant un domaine vaste et complexe qui dépasse largement le cadre de ce mémoire, les explications présentes ici ne couvrent donc que les éléments nécessaires à la compréhension du projet. L'appareil utilisé dans le cadre de ce travail est un Magnetom Sonata (*Siemens*, Munich, Allemagne) situé au pavillon J-A. Bombardier de l'École Polytechnique, il est présenté par la figure 1.2.

### 1.2.1 Le scanner IRM

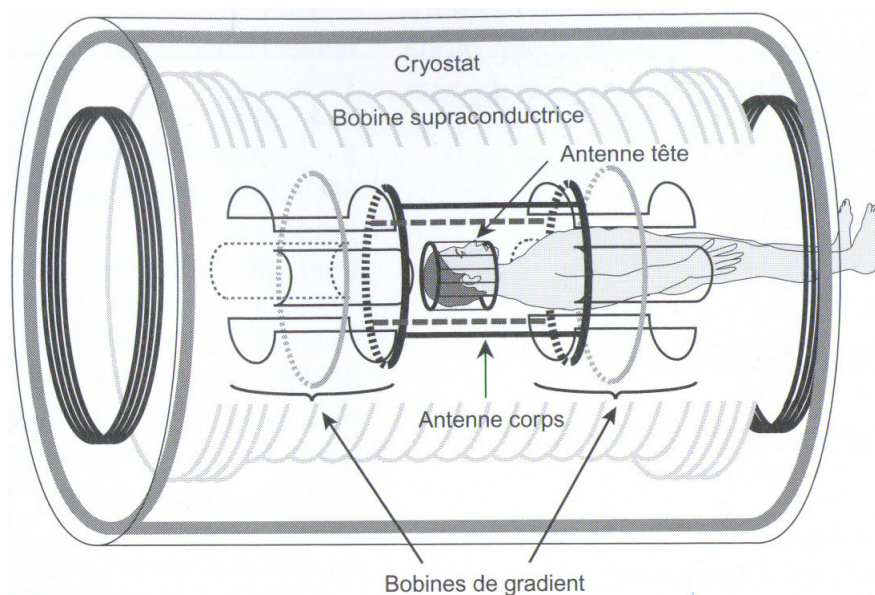


Figure 1.3. Schéma de la composition d'un scanner IRM (P. Choquet [17]).

Si l'IRM est souvent caractérisé par son « aimant » principal, il est en réalité composé de bien d'autres éléments tout aussi importants représentés sur la figure 1.3. Les principaux composants d'un IRM sont [17–20] :

**L'aimant principal :** dans la plupart des IRM cliniques, il s'agit d'une bobine magnétique supra-conductrice : elle crée un champ magnétique *parfaitement homogène* dont la valeur est généralement comprise entre 1 et 3 Teslas (T). Ce champ magnétique principal est appelé «  $B_0$  ». En comparaison, le champ magnétique terrestre vaut  $0.5 \times 10^{-4}$  T à la surface.

Par « homogène », on entend que les lignes de champ magnétiques sont toutes parallèles entre elles et que la valeur du champ magnétique est identique en tout point du volume considéré. La réalisation d'un volume présentant cette caractéristique tout en étant suffisamment important pour accueillir un être humain est un véritable défi technique qui est en partie responsable du coût important des appareils d'IRM. La bobine supra-conductrice est confinée dans un *cryostat* refroidi à l'hélium liquide afin de la maintenir à une température aussi basse que 4 Kelvin [18].

**Les bobines de gradient magnétique :** elles induisent des variations contrôlées dans l'espace et dans le temps du champ magnétique principal : ces variations sont des changements d'intensité ; l'orientation des lignes de champ n'est pas modifiée. Un appareil d'IRM est composé de trois paires de bobines de gradient magnétique disposées de manière à pouvoir créer un gradient magnétique dans chaque direction de l'espace. Pour cela, on les nomme communément « bobine X, Y ou Z », leur amplitude est mesurée en milliTesla par mètre (mT/m) et est généralement comprise entre 20 mT/m et 50 mT/m pour les appareils médicaux. Contrairement au champ principal qui est permanent (on ne peut ni le faire varier ni même l'éteindre), les gradients magnétiques sont des composants programmables très réactifs, ils représentent un atout essentiel pour le travail de ce mémoire.

**La chaîne radio-fréquence (RF) :** est composée d'un émetteur d'onde RF, d'un récepteur, et des équipements électroniques associés. L'émetteur et le récepteur sont communément nommés « antennes RF » ; un IRM clinique comprend toujours une antenne émettrice *et* réceptrice de grande taille incorporée dans l'armature du scanner, elle est appelée « antenne *body* ». Pour obtenir de meilleurs résultats sur des parties précises du corps, les constructeurs vendent des antennes réceptrices de plus petite taille qui se placent alors plus proche de la zone à imager de manière à maximiser la qualité des images. L'antenne « de tête » sur la figure 1.3 en est un exemple.

*Vocabulaire :* Le volume que le scanner IRM est capable d'imager est appelée le **field of view** (FOV). Sur un appareil de type Sonata, il s'agit d'un cube de 40 cm de côté, son centre est appelé l'**isocentre**.

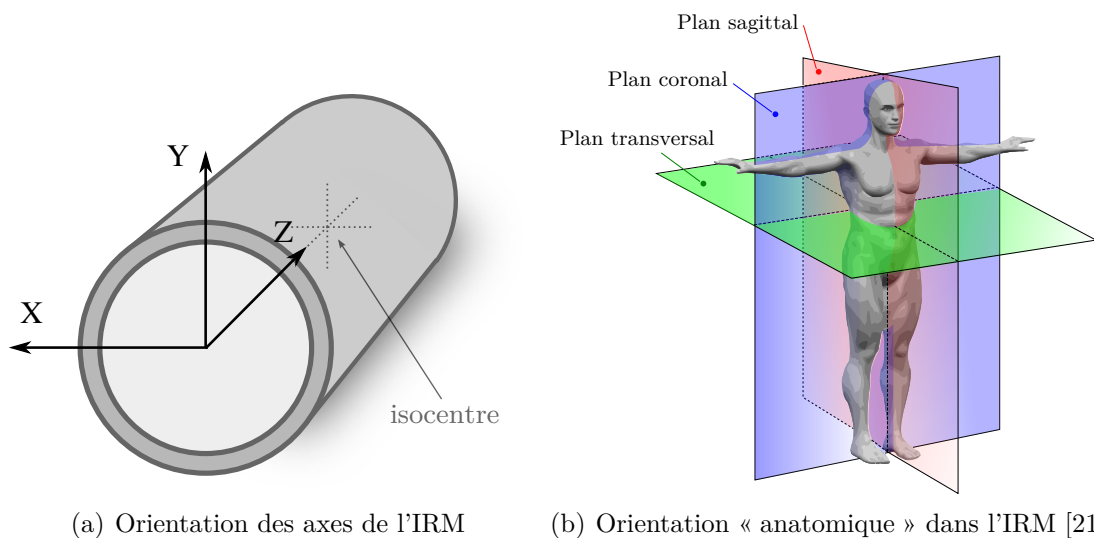


Figure 1.4. Orientation le repère de l'IRM

La figure 1.4 présente le système de coordonnées utilisé en IRM. Dans ce repère qui n'est pas habituel au premier abord, le plan X/Z défini le plan horizontal (plan *coronal* selon la terminologie utilisée en anatomie) tandis que l'axe Y défini la verticale.

### 1.2.2 Principe de fonctionnement de l'IRM

Le concept au cœur du fonctionnement de l'IRM est d'exciter les protons d'hydrogènes contenus en grand nombre dans le corps humain dans les molécules d'eau. Lorsqu'ils sont placés dans le champ  $\vec{B}_0$ , leurs axes de rotation (ou plus exactement de *précession*) s'alignent avec les lignes parallèles du champ magnétique. L'envoi une onde électromagnétique (ou « onde RF ») excite les protons et les place dans un état instable. On dit que cette onde est une onde « à  $90^\circ$  » car son énergie est calculée pour faire basculer l'axe des noyaux précisément de  $90^\circ$ . Dès la fin de l'excitation (relâchement de l'onde RF), les protons regagnent leur état stable en produisant en retour une onde électromagnétique de même fréquence (fig 1.5). C'est cette onde en écho qui constitue le signal écouté par l'IRM, appelé « signal RMN ». Grâce aux nombreux paramètres influant sur les caractéristiques du signal NMR (énergie de l'onde RF, valeurs locales du champ magnétique, agitation moléculaire...), on est alors en mesure de déterminer la composition des tissus biologiques en tout point du volume étudié et de reconstituer une image 3D fidèle des tissus du corps.

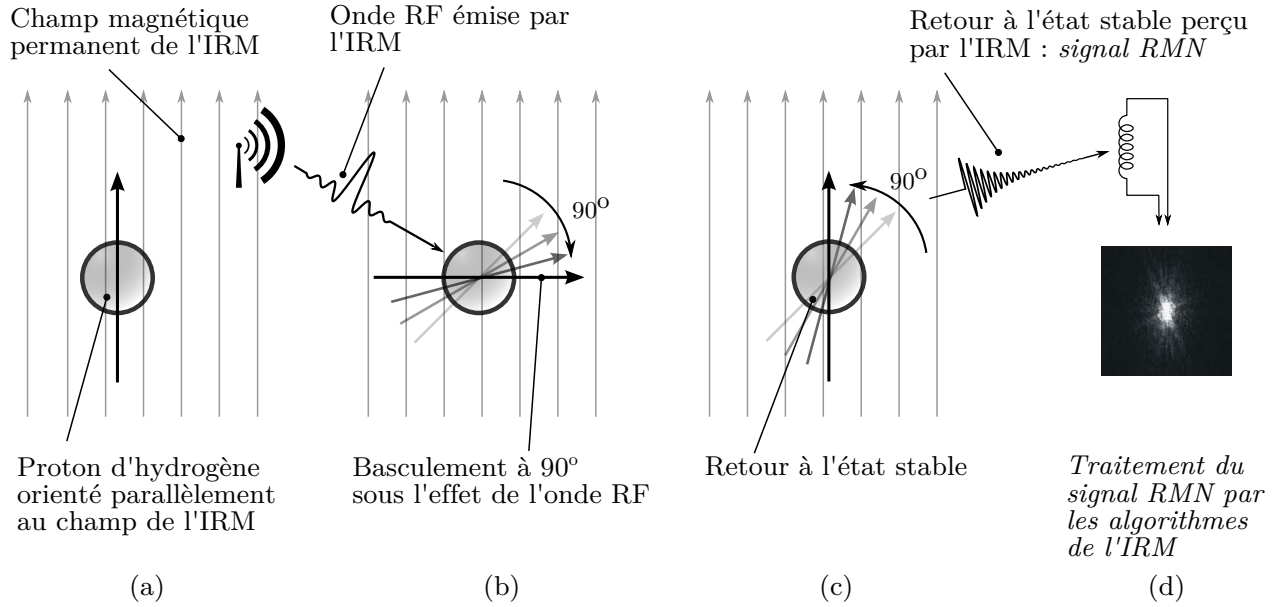


Figure 1.5. Principe de génération du signal RMN par l'excitation d'un proton d'hydrogène. (a) Le proton d'hydrogène est initialement aligné avec le champ magnétique principal  $\vec{B}_0$  de l'IRM, (b) le proton absorbe l'énergie de l'onde RF émise, son axe de précession bascule d'un angle proportionnel à l'énergie de celle-ci : ici 90°, (c) à l'arrêt la stimulation RF, le proton revient à sa position stable, ce retour est capté par l'antenne sous la forme d'un signal RMN, (d) le signal RMN est analysé pour produire une image.

La fréquence de l'onde d'excitation est un paramètre crucial en IRM qui est calculé avec soin. Si nous imaginons par analogie que l'on pousse une personne sur une balançoire, il semble naturel que notre geste doit être synchronisé avec le mouvement de balancier, faute de quoi nous n'aurions aucun effet sur celui-ci. De la même manière, l'onde RF doit être calibrée (*syntonisée*) à une fréquence particulière pour avoir un effet sur le proton d'hydrogène et lui transmettre son énergie. Cette fréquence est liée à la valeur du champ magnétique environnant par la relation

$$f = \gamma \times B_0 \quad (1.1)$$

Avec

- $f$  : fréquence de Larmor (fréquence d'excitation du noyau) ;
- $\gamma$  : constante gyromagnétique du noyau (42.576 MHz/T pour l'hydrogène) ;
- $B_0$  : champ magnétique auquel est soumis le noyau (1.5T dans notre cas ; voir 1.2.1).

## L'encodage spatial

L'excitation réalisée par le signal RF n'est cependant pas sélective. Par sa nature, elle s'applique à l'ensemble du volume soumis à la même valeur de champ magnétique  $\vec{B}_0$  : c'est-à-dire tout ce qui est placé à l'intérieur du tunnel de l'IRM. Lors de l'acquisition, l'antenne ne sait pas déterminer la provenance du signal qu'elle reçoit : il ne paraît donc pas possible de déterminer l'origine du signal dans l'espace de la réponse, et donc de reconstituer l'image.

Pour résoudre ce problème, les IRM s'appuient sur la relation (1.1). Nous savons que la capacité pour un noyau d'être mis en résonance dépend de la valeur du champ magnétique auquel il est soumis. Pour pouvoir cibler de manière précise un ensemble d'atomes à exciter, les systèmes d'IRM ont recours à des modifications locales très précises du champ magnétique. Ceci est accompli grâce à un ensemble de trois *bobines de gradients magnétiques* : elles permettent de modifier la valeur du champ en un endroit donné à l'intérieur de l'IRM en combinant des gradients magnétiques selon les trois axes (X, Y, Z) et ceci avec une grande précision. On effectue en premier lieu le gradient de *sélection de tranche* qui permet de sélectionner le plan qui sera exploré (fig. 1.6(a)). Par la suite, les gradients de *phase* et de *lecture* permettent d'encoder un sous-volume restreint de ce plan horizontalement et verticalement (voir figure 1.6 (b) et (c))

Lors de la reconstitution de l'image, le sous-volume ainsi excité et écouté représente un *voxel* (expression en trois dimensions d'un pixel). En répétant cette sélection un grand nombre de fois tout en changeant l'emplacement du voxel excité, on forme une « séquence » qui permet de reconstituer l'image 2D ou 3D nécessaire au diagnostic.

*Vocabulaire* : La **séquence** est la succession des événements ayant lieu dans l'IRM pour mener à la formation d'un signal exploitable pour la reconstitution d'une image. On la représente fréquemment par un diagramme temporel dont chaque ligne est un type d'événement (gradient magnétique, onde électromagnétique ou acquisition de signal NMR). La figure 1.6 en est un exemple.

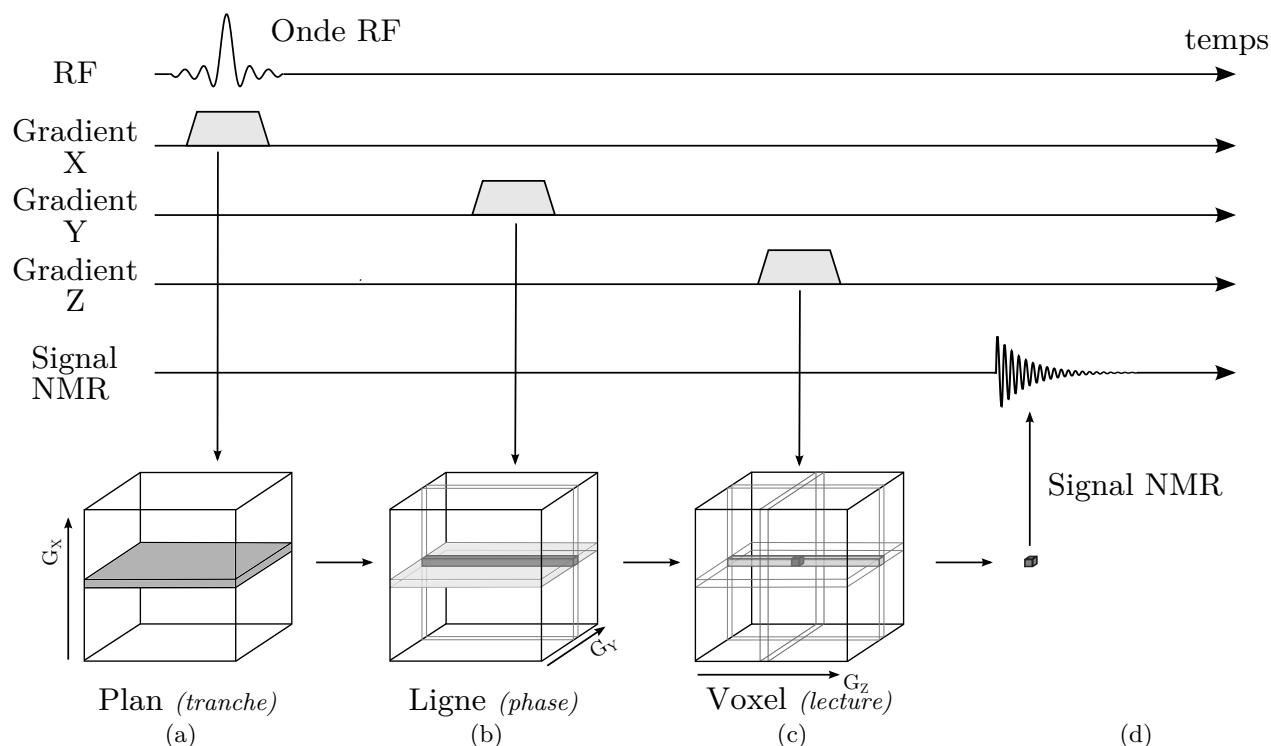


Figure 1.6. Principe de l'encodage spatial (adapté de [17]). La succession des trois gradients (a-c) permet de sélectionner un simple *voxel* donc on écoute le signal NMR (d).

### 1.2.3 L'architecture interne de l'IRM

Les différents composants de la partie « visible » de l'IRM (le scanner présenté en figure 1.2), s'accompagnent d'une architecture informatique, électronique et électrique complexe. La figure 1.7 présente les composants d'intérêt pour ce mémoire :

- Le poste utilisateur, nommé *host* est l'interface avec l'équipe médicale. Le radiologue y choisi et y paramètre les éléments constituant un examen par IRM : les **séquences** pour obtenir l'image qui permettra d'établir un diagnostic.
- L'ordinateur principal au cœur de l'IRM est nommé le *MPCU* (« Measurement, Physiological and Communication Unit »). Il reçoit les instructions depuis le *host* et pilote la chaîne RF et le système de gradients magnétiques.
- Les amplificateurs de puissance alimentant les trois paires de bobines de gradients magnétiques reçoivent les valeurs à appliquer à chaque instant de la séquence. Il s'agit d'équipements de grande puissance (500 A / 2000 V) et très réactifs (temps de montée de l'ordre de la dizaine de microsecondes).



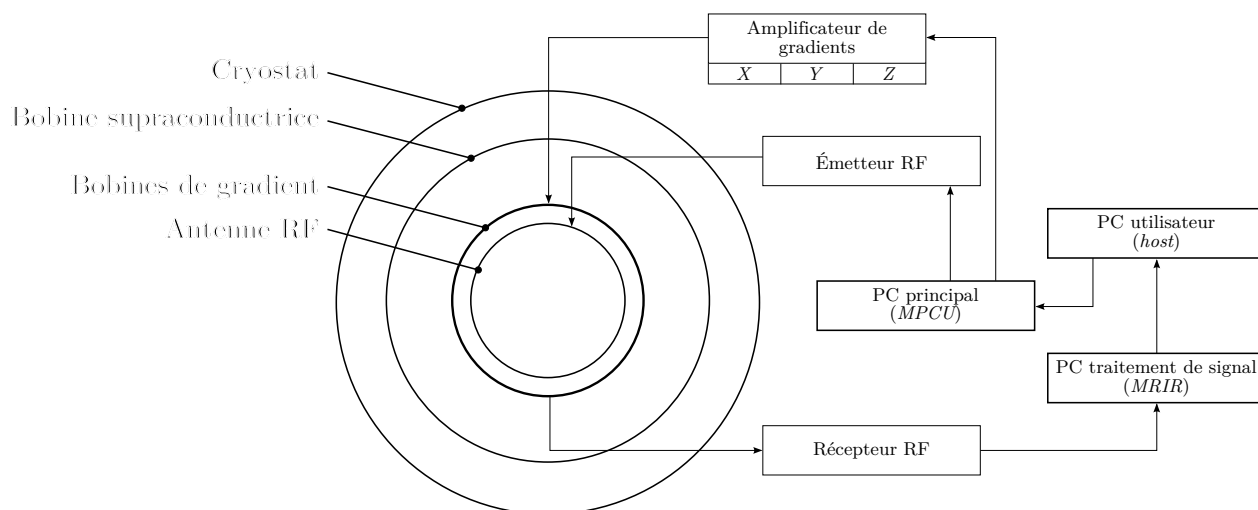


Figure 1.7. Interactions avec les composants électriques, électroniques et informatiques.

- Les antennes RF en émission (TX) et en réception (RX) abordées plus haut sont reliées à des cartes de conversion numérique / analogique contrôlées par le *MPCU*. Le signal issu de l'antenne RX est transmis pour traitement à une unité spécialisée.
- L'unité en charge du traitement des données de l'IRM est appelé le *MRIR* (« Magnetic Resonance Image Reconstruction »), elle reçoit les signaux bruts (numérisés) en provenance de la chaîne RF et est en charge de convertir ceux-ci en une image exploitable par l'équipe médicale. À la fin d'une séquence, l'image reconstituée est transmise au *host* pour évaluation par le médecin.

Puisqu'il s'agit d'un équipement à portée médicale, un appareil d'IRM est également composé de nombreux équipements dédiés à la sécurité du patient et l'intégrité du matériel. Nos expériences sortant du cadre d'utilisation habituelle de l'appareil, les blocages sont nombreux et ralentissent voire empêchent les essais.

#### 1.2.4 Les capacités de guidage de l'IRM

Le gradient magnétique généré par chacune des trois paires de bobines de l'IRM peut être comparé à celui à proximité d'un aimant naturel : si l'on place une bille de fer suffisamment proche d'un aimant, elle va venir se coller à lui. Cette attraction n'est pas le résultat du champ magnétique de l'aimant en tant que tel : si un aimant était capable de produire un champ uniforme, il n'y aurait pas d'attraction. Elle est le résultat des différences d'intensité de ce champ : plus on est proche de la source, plus le champ est intense, et à l'inverse plus on s'en éloigne, plus il est faible : c'est bien un gradient de champ magnétique.

Un élément magnétique placé sous l'influence d'un gradient magnétique va donc se rapprocher de la zone de plus forte intensité. Pour un aimant classique, cela signifie se rapprocher de lui, pour des bobines, cela peut être aller dans n'importe quelle direction sur l'axe de production du gradient, selon le sens que l'on lui donne. En combinant trois gradients orthogonaux, on comprend que l'on peut ainsi attirer l'élément dans toutes les directions de l'espace.

Nous détournons donc l'utilisation classique des gradients magnétiques de l'IRM pour nous en servir comme mode d'*attraction* d'un élément sensible aux gradients magnétiques.

### 1.3 Revue des connaissances

Le système vasculaire humain est vaste et complexe : 100 000 km de vaisseaux de tous diamètres alimentent les organes. Il s'agit d'autant de chemins que nous pouvons prendre pour atteindre notre objectif... avec nécessairement des intersections. C'est aux intersections que les problèmes surviennent car il faut que le vecteur prenne la bonne direction dès la première tentative, car bien souvent il n'y en aura pas d'autre. Notre but est que cette tentative soit la bonne et que nous puissions nous rapprocher le plus efficacement possible de la zone à traiter.

L'efficacité du ciblage thérapeutique est sujette à de nombreux paramètres que nous présentons. En particulier :

- Quel vecteur utilisons-nous ?
- Comment pouvons-nous le guider ?
- Comment savons-nous où il se trouve ?

#### 1.3.1 Les dispositifs guidables

Pour atteindre notre but, nous pouvons envisager l'utilisation de plusieurs types de dispositifs : billes, particules, cathéters. Tous ont la caractéristique d'être composés d'un matériau ferromagnétique pour être sensibles aux gradients magnétiques.

##### 1.3.1.1 Les billes

Les billes sont avant tout un moyen de développer la plateforme. Dans le contexte de ce projet, on appelle couramment bille, une sphère métallique dont le diamètre est supérieur à 0.1 mm. Les billes ont servi à développer et valider la technologie de propulsion et de localisation par gradients magnétiques [5, 22, 23], elles n'ont pas été testées comme vecteur de médicament. Elles sont en effet trop volumineuses pour présenter un intérêt clinique : elle n'iraient pas bien loin dans les vaisseaux sanguins car leur diamètre les restreindrait

aux veines et artères principales dans lesquelles le flot sanguin est très élevé et la navigation difficile [22].

### 1.3.1.2 Les cathéters et fil-guides

Les cathéters et les fils-guides présentés plus haut (voir 1.1) peuvent bénéficier grandement d'une aide à la navigation. En effet, la manipulation de ceux-ci nécessite une grande dextérité de la part des médecins, et en l'absence d'aide au guidage, des irritations voire des perforations des vaisseaux sanguins peuvent survenir [24]. Il se peut aussi que le médecin ne soit pas en mesure de se rendre dans la zone à soigner.

Plusieurs approches basées sur le magnétisme sont envisagées pour permettre le guidage de cathéter :

- La société Stereotaxis [25, 26] utilise des aimants puissants qu'elle déplace autour du patient. L'embout du cathéter est également magnétique et s'aligne naturellement avec le champ produit par ces aimants. Suivant le placement des aimants, cela crée un mouvement de la tête du cathéter qui courbe le cathéter dans la direction souhaitée. Cette technique est exploitée depuis 2000 par la société [27], notamment pour des opérations de chirurgie cardiaque, elle revendique 130 unités installées dans le monde. Le principal inconvénient de cette technique est son coût important (de l'ordre de \$2 millions) et son encombrement puisqu'une salle d'opération dédiée doit être construite. De plus, l'imagerie est réalisée par un fluoroscope qui est une technique ionisante.
- Une seconde possibilité consiste à placer du bobinage électrique au bout du cathéter et à appliquer un courant électrique de manière à créer un champ magnétique local à cet endroit. Pour la même raison que précédemment, la tête du cathéter pourra se courber dans le sens souhaité et le chirurgien pourra en profiter pour avancer son outil dans la direction qu'il souhaite [28, 29].
- Enfin, il est possible de fixer une bille au bout du cathéter, et à appliquer un gradient magnétique de manière à l'attirer dans la direction souhaitée comme on le ferait avec un aimant [30, 31], c'est la solution avec laquelle nous travaillons dans ce projet.

Le guidage du cathéter ayant un embout inférieur à 1 mm de diamètre présente une étape intéressante entre le guidage d'une bille libre d'un diamètre de 1.5 mm et le guidage de dispositifs libres sub-millimétriques. Nous sommes en présence de contraintes de guidage supplémentaires liées à la réduction de taille de l'élément ferromagnétique, mais les contraintes de contrôle sont relâchées puisque nous avons la possibilité de revenir en arrière voire de retirer le dispositif en cas de problème.

### 1.3.1.3 Les particules

Les particules présentent un grand intérêt pour les applications médicales car leur faible diamètre (40  $\mu\text{m}$ ) leur permet de se rendre dans des vaisseaux sanguins de faible diamètre, là où les médecins n'ont pas accès à l'heure actuelle. Leur guidage avec des gradients magnétiques est possible, mais elles nécessitent de grandes amplitudes de gradients magnétiques pour cela [32–34]. La synthèse de particules ferromagnétiques incorporant une substance anticancéreuse a été réalisée en 2011, celles-ci ont pu être guidées avec succès dans le foie d'un lapin. L'application d'un gradient magnétique de 400 mT/m lors de l'injection des particules à l'entrée du foie a permis de choisir le lobe du foie dans lequel le médicament allait être relâché [35].

### 1.3.2 Le guidage

Les différents dispositifs ont des caractéristiques variées mais tous sont sensibles aux gradients magnétiques. Nous souhaitons développer une plateforme polyvalente pour guider chacun d'entre eux avec le même ensemble matériel et logiciel. Une application clinique serait ainsi de guider premièrement le cathéter au plus loin que lui permet sa taille et sa manœuvrabilité, puis de relâcher des particules qui seraient guidées selon le même principe. En rapprochant le point d'injection des particules de la zone à traiter, nous permettons qu'elles soient libérées dans des vaisseaux de petites tailles où le flot sanguin est suffisamment faible pour leur guidage. Cette faculté de pouvoir agir avec la même technologie sur des vecteurs de tailles et de types différents est un objectif important du projet MR-Sub.

La méthode de guidage par gradients magnétiques a été formalisée et mise au point pour la première fois par Sylvain Martel et Jean-Baptiste Mathieu du laboratoire de Nanorobotique [30]. Elle a par la suite été développée pour évaluer sa faisabilité et son efficacité avec différents dispositifs [4,6,32], puis validée *in-vivo* en manipulant une bille d'acier chromé de 1.5 mm de diamètre dans l'aorte d'un porc [36].

La force magnétique  $\vec{F}_{mag}$  appliquée par un gradient magnétique  $\nabla \vec{B}_0$  sur un dispositif ferromagnétique est définie par

$$\vec{F}_{mag} = V(\vec{M} \cdot \vec{\nabla})\vec{B}_0 \quad (1.2)$$

où  $V$  et  $\vec{M}$  sont respectivement le volume ( $\text{m}^3$ ) et la magnétisation du dispositif ( $\text{A/m}$ ) soumis à un champ magnétique  $\vec{B}_0$  (T).

Puisque nous travaillons avec des éléments sphériques<sup>2</sup>, nous les décrivons communément

---

2. Les dispositifs sphériques disposent d'une isotropie de forme qui facilite la manipulation dans toutes les directions de l'espace

par leur diamètre. L'équation (1.2) nous montre alors que la force magnétique appliquée à la sphère est proportionnelle au cube de son diamètre : cette relation est la source principale de la difficulté lorsque l'on souhaite diminuer la taille de notre dispositif : une diminution par deux du diamètre de l'embout implique une réduction par huit de la force qui s'applique dessus (à matériaux et gradients magnétiques constants).

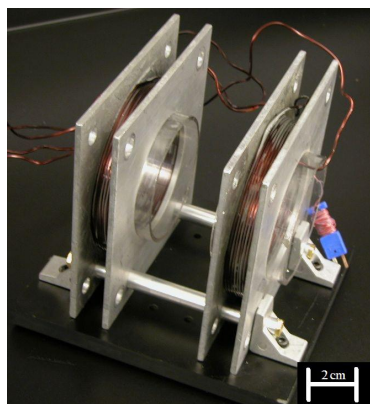
Comme nous l'avons vu à la section 1.2, les scanners d'IRM possèdent le matériel capable de générer des gradients magnétique contrôlables de manière très efficace. Cependant, ceux-ci se révèlent insuffisant pour guider des sphères de diamètre nettement inférieur au millimètre ou bien une bille placée au bout d'un cathéter : dans le premier cas c'est la diminution de volume qui en est la cause [32], dans le second, c'est la rigidité du cathéter (même du plus souple existant sur le marché) qui rend la force magnétique générée insuffisante pour déplacer l'embout [37].

De plus, les bobines de gradients magnétique de l'IRM présentent une limitation supplémentaire : leur « facteur de charge » (*duty cycle*). Il s'agit du rapport entre la durée durant laquelle ceux-ci peuvent être activés, et la durée durant laquelle ils doivent être désactivés, notamment pour leur permettre de refroidir. Une bobine de gradient d'IRM est conçue pour fournir des gradients avec une réactivité très élevée, mais pour ne maintenir le gradient que quelques millisecondes, il est nécessaire de relâcher le gradient pour permettre au système de refroidir. Ceci a un effet non négligeable sur le guidage [31, 38].

Pour remédier à ce problème, il a été proposé d'utiliser du matériel additionnel développant les gradients magnétiques d'une amplitude bien plus grande. Il a alors été démontré que des gradients de 400 mT/m pouvait permettre d'induire du mouvement sur des particules de 40  $\mu\text{m}$  de diamètre [35] ainsi que sur des cathéters munis d'une bille de 0.9 mm de diamètre [37, 39].

Dans les deux cas, ces résultats ont été obtenus avec de bobines de gradient expérimentales ne générant une force que dans une direction : l'axe Z de l'IRM (voir figure 1.4). Nous ne pouvons donc pas utiliser ce matériel pour faire du guidage complet en trois dimensions. Il s'agit cependant d'une excellente nouvelle car nous savons que le guidage est possible.

Partant de ce constat, le laboratoire de Nanorobotique a établi un partenariat avec la société *Resonance Research Inc.* ("RRI", MA, USA) afin de concevoir et de réaliser un ensemble de bobines de gradients magnétiques de forte amplitude en trois dimensions et leurs générateurs de puissance (désigné par la suite par « système de propulsion ») pour permettre des essais plus approfondis et continuer ces recherches sur la propulsion de dispositifs théra-



(a) Bobines utilisées pour le guidage *in-vitro* de cathéter et de particules



(b) Bobines utilisées pour le guidage *in-vivo* de particules de 40  $\mu\text{m}$

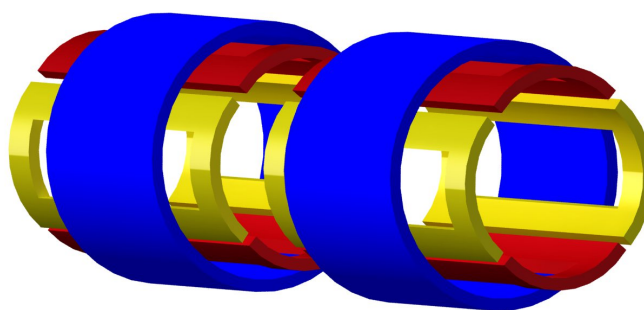
Figure 1.8. Bobines utilisées pour les preuves de guidage avec une amplitude de gradients magnétiques supérieure à 400 mT/m

peutiques sub-millimétriques.

Le résultat est un cylindre (fig. 1.9) dont la technologie est basée sur le même principe que les bobines de gradients de l'IRM. À la différence de ces dernières, cet « *insert* » est capable de produire un gradient magnétique supérieur à 450 mT/m sur chacun des trois axes et de le maintenir indéfiniment (facteur de charge de 100%).



(a)



(b)

Figure 1.9. Bobines de gradients magnétiques additionnelles. (a) Photo du cylindre en place dans l'IRM (b) Schéma : les paires de bobines responsables des gradients X, Y et Z sont respectivement représentées par les couleurs jaune, rouge et bleue.

C'est avec ce matériel prototype que nous comptons réaliser du guidage en trois dimension d'un fil-guide.

### 1.3.3 La localisation

Guidage et localisation sont indissociables de la bonne conduite du projet : il nous faut un moyen de guider le dispositif mais également un moyen de connaître sa position pour pouvoir le guider correctement. Différentes possibilités pour localiser notre dispositif, introduit dans l'IRM, existent [9, 22, 40, 41]. Nous faisons une revue des techniques majeures.

#### 1.3.3.1 Capteurs indépendants de l'IRM

Les capteurs non reliés à l'IRM peuvent être de plusieurs types :

##### Optique :

Le positionnement optique peut-être réalisé de différentes façons [22] : en lumière visible ou infrarouge. Cependant cette technique est peu précise (quelques millimètres) et fortement limitée par l'absorption des tissus qui restreint son utilisation à quelques dizaines de millimètres sous la peau [42]. Cette technique ne peut être envisagée que pour réaliser le positionnement d'un dispositif, il est impossible de réaliser une image précise de l'intérieur du corps, et encore moins de réaliser un modèle 3D du système sanguin. Cela représente un inconvénient de taille dans la mesure où la présence d'un appareil capable de réaliser de telles images. Nous cherchons donc de préférence à utiliser une modalité d'imagerie à même d'effectuer positionnement et imagerie thérapeutique au sein du même système.

##### Ultrasons :

La localisation par émission d'ultrasons permet une meilleure résolution (0.5 mm) associé à un taux de pénétration plus élevé (15 cm) [43]. Comme la vision optique, il n'est pas possible de réaliser de « carte » précise des vaisseaux sanguins par cette méthode. Un autre appareil (IRM, fluoroscope) reste donc indispensable.

##### Capteurs magnétiques :

Les capteurs magnétiques mesurent l'intensité de champ magnétique qui les traverse. Des essais ont été réalisés pour localiser le dispositif guidé grâce à une grille de ces capteurs [9]. Le principe repose sur la perturbation du champ magnétique induite par la bille. En connaissant la valeur d'un ensemble de capteurs et la position exacte de ceux-ci, il a été possible de déterminer les positions d'une bille de 6.35 mm de diamètre déplacée à proximité des capteurs. Cette voie a cependant été abandonnée par les auteurs de l'étude en raison de la grande difficulté à la rendre compatible avec des expériences en IRM.

### 1.3.3.2 Utilisation de l'IRM comme capteur

Les techniques de localisation utilisant les fonctionnalités de l'IRM sont classées dans deux catégories. Les techniques *actives* impliquent la modification du dispositif pour qu'il émette un signal. Ces techniques sont envisageable dans le cas du cathéter ou du fil-guide, mais sont très complexes à mettre en œuvre pour des billes ou particules en raison du besoin d'énergie de ces méthodes. Les méthodes *passives* se basent quant à elles sur le choix du matériau du dispositif pour provoquer « naturellement » un signal distinguable. On parle de technique avec *contraste positif* dans la technique augmente la quantité de signal reçu par l'IRM (traduit par un point clair sur l'image) et par une technique à *contraste négatif* lorsque l'on provoque une absence de signal dans la zone visée.

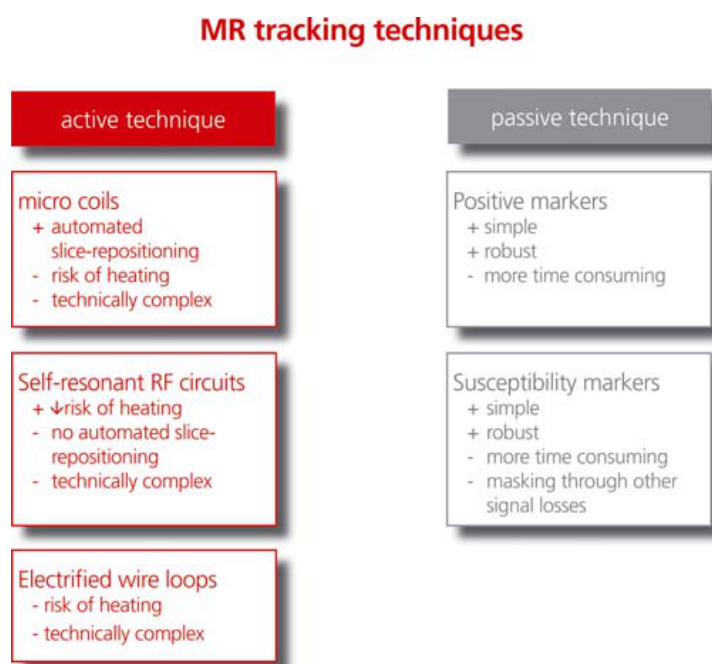


Figure 1.10. Revue des différentes techniques de localisation *actives* et *passives*. Les avantages de chacune sont notés (+) et les inconvénients (-). (Source : [41])

### Techniques actives

Les techniques de localisation actives sont particulièrement étudiées dans le cas des cathéters. L'apport de courant électrique via les cathéters ou fils-guides est en effet facilité et cela permet d'envisager la réalisation de bobinage au bout ou le long du cathéter pour émettre des signaux. Plusieurs applications sont réalisables [22, 40] :

- Appliquer un courant pour créer une distortion de champ magnétique destinée à être repérée sur une séquence d'imagerie IRM conventionnelle.



- Fabriquer une antenne TX/RX locale reliée au scanner IRM au niveau de la tête du cathéter.
- Réaliser un circuit auto-résonant amplifiant localement le signal émis par l’antenne RX. Cette technique présente l’avantage de ne pas nécessiter de fil vers l’extérieur et peut donc être étudiée pour d’autres applications que les cathéters.

Ces techniques sont complexes à réaliser et à miniaturiser, elles présentent de plus des risques de chauffe importants. À l’heure actuelle, aucune de ces techniques ne sont exploitées en milieu clinique conventionnel mais demeurent des sujets de recherches actifs.

### Techniques passives

Lorsque nous introduisons un élément magnétique dans un IRM, celui-ci perturbe fortement le champ homogène et empêche la production d’une image de qualité. La bille métallique se magnétise sous l’effet du champ, et produit de ce fait son propre champ magnétique qui vient s’ajouter au champ  $\vec{B}_0$  initial. Le champ permanent, théoriquement si parfaitement homogène, ne l’est plus du tout. La figure 1.11 présente un exemple d’image dont le signal IRM a été perturbé par la présence d’un élément magnétique.

Cette déformation est une zone de contraste négatif appelée *artéfact de susceptibilité*, elle peut dissimuler la zone d’intérêt sur un volume d’un diamètre 50 à 100 fois supérieur au diamètre de l’élément à l’origine de la déformation<sup>3</sup> [9]. Ainsi, en travaillant avec un embout de fil-guide de 0.9 mm de diamètre, une zone de plus de 5 cm de diamètre peut ainsi être cachée au médecin. Puisque la zone cachée est la zone de travail, l’opération est rendue impossible.

Il est possible de se baser sur cet artéfact pour localiser la tête du cathéter [9, 44, 45]. Si l’élément est de petite taille, il produit une tache qui peut être distinguée sur une image IRM conventionnelle classique. L’extraction automatisée de la position reste cependant un processus complexe. Dans notre cas, le diamètre de l’embout de cathéter (0.9 mm) provoque un artéfact trop grand pour que cette technique puisse être utilisée.

La solution développée pour résoudre ce problème est nommée MS-SET pour « Magnetic Signature by Selective Excitation Tracking », elle se base sur les propriétés de la relation (1.1) pour isoler des protons soumis à une valeur particulière de cette distortion du champ magnétique. Cette *excitation sélective*, dont la technique tire son nom, permet un positionnement efficace et intégré à l’appareil d’IRM.

---

3. Le rapport entre la taille de l’élément et la taille de l’artéfact dépend fortement de la séquence d’imagerie utilisée.

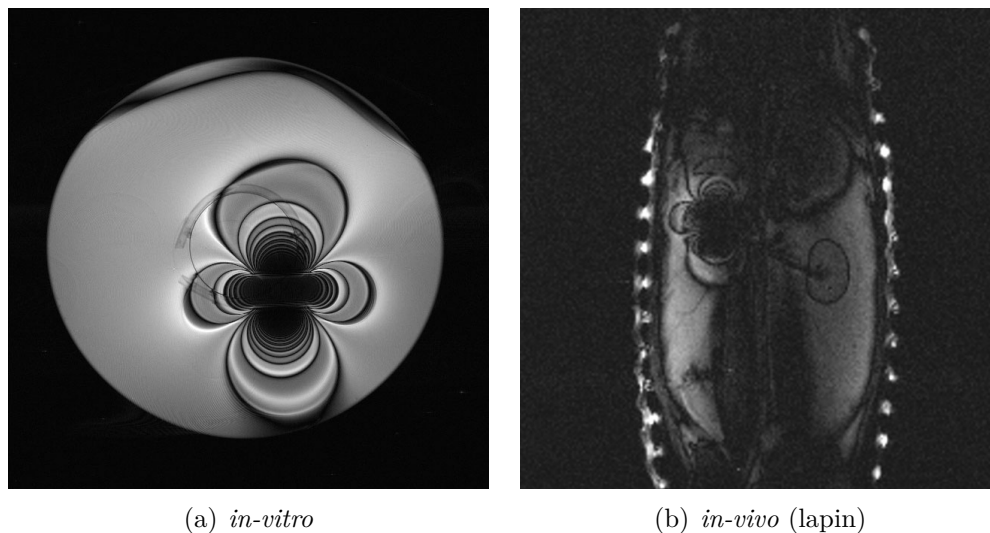


Figure 1.11. Artéfact provoqué par une bille de 0.9 mm de diamètre.

Une partie importante du travail de ce mémoire a consisté à implémenter l'algorithme MS-SET (cathéter ou bille) dans notre équipement. Nous reviendrons donc plus en détail sur cette méthode dans le chapitre 2.

## 1.4 Problématique

### 1.4.1 Objectifs

Nous pouvons recenser les objectifs selon trois niveaux :

#### 1. Objectifs du projet MR-Sub

- Développer une plateforme capable de faire naviguer des dispositifs de tailles et de types multiples dans le but de réaliser du ciblage thérapeutique, en particulier la livraison localisée de médicaments au niveau de tumeurs.

#### 2. Objectifs du projet « cathéter »

- Guider un cathéter ou un fil-guide muni d'un embout magnétique le long des vaisseaux sanguins et de leurs intersections pour permettre l'injection ciblée de médicaments, ou des opérations de chirurgie minimalement invasive.
- Permettre cette navigation par l'utilisation de gradients magnétiques, sans recours à des techniques ionisantes.

#### 3. Objectifs de ce mémoire

- Implémenter et tester la méthode de localisation de l'embout magnétique MS-SET dans l'IRM du laboratoire de Nanobotique.

- Tester les capacités du système de gradients magnétique (propulsion), et valider son utilisation pour le guidage.
- Développer l’architecture informatique permettant d’exploiter la localisation et la propulsion par une équipe médicale lors d’expérimentations de guidages *in-vivo*.

### 1.4.2 Organisation du mémoire

Dans un premier temps, l’algorithme de tracking par IRM est porté sur le nouvel appareil IRM présent au laboratoire de Nanorobotique. À l’issu de ce portage, des adaptations seront nécessaires afin de pouvoir utiliser la méthode de localisation conjointement aux opérations de propulsion externe. Des tests seront réalisés afin de caractériser et valider le fonctionnement de la méthode sur le nouvel équipement et de mieux comprendre ses limites.

Dans une seconde partie, nous présenterons le nouveau système de propulsion externe à l’IRM. Ce matériel étant un prototype unique au monde, il nous faut le caractériser afin de déterminer s’il est bien adapté aux besoins du projet. Puisqu’il s’agit de la première fois qu’un tel équipement est utilisé, cette étude du système viendra remplir plusieurs buts :

- appréhender son utilisation pour la navigation des dispositifs magnétiques ;
- vérifier l’adéquation avec le cahier des charges ;
- valider l’amélioration du guidage liée à l’amplitude de gradients ;
- conclure sur les améliorations à apporter pour les prochains modèles.

Dans une troisième partie, nous étudierons le système mis en place pour permettre le contrôle de ces gradients magnétiques. Ce système est composé d’une partie *serveur* dont il aura été réalisé deux versions : un prototype non temps-réel, puis une version temps-réel. Ce serveur s’accompagne de plusieurs outils destinés à l’utilisateur final.

Enfin, nous présenterons les expériences *in-vivo* qui ont été réalisées. Elles ont pour but de valider l’ensemble de la plateforme de guidage par la navigation d’un guide dans le système vasculaire d’un lapin. Il s’agit du point de convergence des différents aspects du projet présentés en 1.1.

## CHAPITRE 2

### LOCALISATION

La localisation (ou *tracking*) du dispositif navigué est un aspect important de la plateforme de navigation. Dans ce chapitre, nous présentons l'algorithme MS-SET mis en œuvre et le travail d'implémentation réalisé sur l'appareil d'imagerie par résonance magnétique. Nous validerons ensuite cette implémentation par un essai *in-vitro* avec un guide muni d'une bille de 0.9 mm de diamètre et déterminerons les éléments ayant une influence sur la qualité de la localisation.

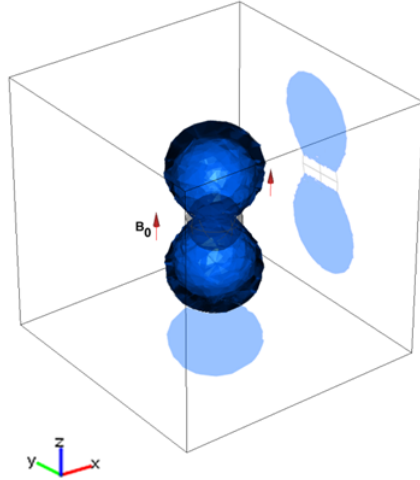
#### 2.1 Principe de fonctionnement

Le principe de la méthode MS-SET est d'exciter les atomes autour de l'élément perturbateur à une fréquence différente de la fréquence d'excitation normale de l'IRM. Cette technique est tout à fait analogue à celle mise en œuvre dans une séquence d'imagerie normale lors de l'utilisation des gradients magnétiques pour sélectionner un voxel : on utilise la relation mathématique (1.1) entre la fréquence d'excitation du noyau et l'intensité du champ magnétique environnant.

Ici, le matériau ferromagnétique amené à saturation produit son propre champ magnétique  $\vec{B}'$  qui vient se superposer au champ principal  $\vec{B}_0$  de l'IRM. Puisque la valeur du champ magnétique aux abords du dispositif est modifiée, la fréquence d'excitation des noyaux qui s'y trouvent l'est de même. Contrairement au champ principal qui est extrêmement homogène, celui créé par la bille est très fort à proximité des pôles du dispositif et s'affaiblit en s'en éloignant. L'évolution de la fréquence de précession des noyaux va de même.

Les zones de même valeur de champ magnétique sont appelées *équipotentiellles*. La figure 2.1(a) présente une simulation en trois dimensions d'une de ces équipotentiellles. Chaque équipotentielle est caractérisée par une fréquence de précession légèrement différente de la fréquence conventionnelle de l'IRM. Nous nous intéressons dans ce travail cette différence de fréquence, elle est couramment mentionnée dans ce mémoire sous le terme *offset* : c'est elle qui nous permet de sélectionner une enveloppe telle que celle représentée par la figure 2.1(a) plus ou moins éloignée de l'élément magnétique.

Au cours d'une séquence d'imagerie standard, un gradient magnétique permet de sélectionner un plan dans le volume à acquérir, on parle de gradient de « sélection de tranche ». Dans une séquence MS-SET, ce gradient est enlevé car nous comptons sur celui induit par le



(a) Simulation du volume excité par une onde RF décalée de la fréquence de précession habituelle : le volume représente une des équipotentiels. (Source : [9])



(b) Résultat de la projection d'une équipotentielle sur le plan X/Z. Séquence MS-SET avec offset de 1 kHz.

Figure 2.1. Simulation et projection d'une équipotentielle créée par la présence d'un élément ferromagnétique

dispositif ferromagnétique pour jouer ce rôle de sélection. Le sous-volume excité par l'onde RF n'est alors plus un plan, mais un ensemble de points  $p$  partageant le fait d'être soumis à la même valeur de champ  $B_0 + B'(p)$ .

*Note* : Dans une séquence MS-SET, c'est le champ magnétique non-homogène induit par la bille qui joue le rôle de gradient de sélection de tranche en combinaison avec une onde RF décalée par rapport à la fréquence usuelle.

Le signal ainsi obtenu représente la *projection* d'une équipotentielle induite par le dipôle sur un plan choisi. La figure 2.1(b) est le résultat de la projection sur le plan X/Z de tous les points dont la fréquence de précession est décalée de 1000 Hz par rapport à la fréquence conventionnelle de 63.8 MHz.

MS-SET est une technique de localisation *relative* : nous ne sommes pas en mesure d'obtenir la position exacte du dispositif sans avoir de point de repère. Nous calculons en réalité le déplacement entre deux acquisitions. Cela se fait en calculant la corrélation entre deux projections sur le même axe prises à deux instants différents.

## 2.2 Implémentation de la méthode

La première implémentation de l'algorithme a été réalisée en 2005 dans un IRM « Avanto » (*Siemens*, Munich, Allemagne) du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal [15, 46]. En 2009, le laboratoire de Nanorobotique a fait l'acquisition d'un système IRM Siemens « Sonata ». Les deux IRM sont de générations différentes (celui du CHUM est plus récent) mais leurs caractéristiques principales (champ magnétique permanent, volumes de visualisation, amplitude de gradients...) sont semblables. Cependant, leur architecture technique est bien différente et les différences entre les environnements de développement sont nombreuses.

En conséquence, l'environnement logiciel et les bibliothèques dédiés à la programmation pour l'IRM sont incompatibles. Les codes sources écrits par les équipes précédentes du laboratoire ne peuvent pas être compilés avec l'appareil présent à l'École Polytechnique. Pour mener à bien le projet de guidage des cathéters, il est donc nécessaire de porter le travail réalisé par O. Felfoul et A. Chanu sur le matériel de Polytechnique.

### 2.2.1 Développement dans le contexte de l'IRM

La programmation sur l'IRM est divisée en deux parties distinctes, nous devons intervenir à ces deux niveaux pour porter la méthode sur notre IRM :

**La séquence :** il s'agit d'un programme C++ compilé sous la forme d'une bibliothèque partagée appelée par l'ordinateur principal de l'IRM (MPCU, voir 1.2.3) qui définit les événements qui doivent survenir pendant la procédure et leur agencement temporel précis. Ces événements sont de plusieurs types, les trois principaux sont :

- Application d'un gradient magnétique sur un axe donné ;
- Envoi d'une onde RF ;
- Écoute du signal RMN (dit « ADC »).

C'est la succession des événements dans un ordre donné et avec une grande précision temporelle (de l'ordre de la microseconde) qui aboutit à la formation d'un signal RMN en provenance du volume. C'est au niveau de la séquence que se détermine quel type de signal nous intéresse : c'est ici que les physiciens et radiologues interviennent pour améliorer les procédures d'imagerie.

Dans notre cas, nous partons d'une séquence IRM générique et nous ajoutons, modifions et enlevons des événements afin de produire le signal sur lequel nous allons pouvoir calculer le déplacement du dispositif.

**Le programme de reconstruction :** il s'agit également d'un programme C++ sous la forme d'une DLL. Il est exécuté sur la machine dédiée au traitement d'image : le MRIR. Elle reçoit les données brutes du signal RMN via une fibre optique depuis les modules d'acquisition RF de l'IRM. Ces données sont alors transmises au programme de reconstruction qui, dans la majorité des cas, transformera le signal en une image exploitable par le médecin.

Ici aussi, nous prenons comme base de travail un algorithme de reconstruction d'image 2D générique que nous modifions pour implémenter le calcul de la corrélation entre deux acquisitions successives. Les coordonnées alors calculées sont transmises à l'extérieur pour être exploitées et présentées au médecin.

Précisons que les représentations graphiques de la technique MS-SET, telle que la figure 2.1(b), sont les résultats d'un signal issu d'une séquence MS-SET, mais traité avec le programme de reconstruction générique, ce qui aboutit à une image (dite « image de phase »).

### 2.2.2 Algorithmes

Les deux contextes de développements correspondent à deux algorithmes à implémenter.

#### 2.2.2.1 Génération du signal NMR

La figure 2.2 représente le déroulé de la séquence tel qu'expliqué plus haut. Cette image est issue du simulateur de l'environnement de développement de l'IRM. Il s'agit donc d'une représentation fidèle des événements pilotés par la séquence. On peut y observer la ligne de temps représentant l'écoute du signal NMR (« ADC Signal Data »), les trois lignes correspondant aux gradients magnétiques (« X-gradient », « Y-Gradient », « Z-Gradient ») et la ligne de temps des événements de type onde RF (« RF-Signal Data »).

On peut constater sur le diagramme 2.2 qu'un même motif se répète trois fois : une onde RF, un ensemble de gradients, et un événement d'acquisition du signal NMR. Ce motif est la « brique de base » de l'algorithme, il correspond à l'excitation, la sélection et l'acquisition de la projection sur chacun des axes X, Y et Z. C'est pourquoi il est répété trois fois pour constituer une acquisition complète. Nous avons indiqué en 1.2.2 que l'onde excitant les protons d'hydrogène était une onde « à  $90^\circ$  ». Or, le diagramme nous montre quatre pulsations parmi lesquelles une seule indiquée comme étant à  $90^\circ$ . Dans des conditions réelles, une simple onde RF à  $90^\circ$  n'est pas suffisante pour obtenir du signal de suffisamment bonne qualité pour réaliser l'acquisition d'un signal NMR, c'est d'autant plus vrai quand nous souhaitons réaliser trois acquisitions successives comme dans notre cas ! Les ondes supplémentaires ont pour but de rehausser le signal comme on le ferait en donnant des impulsions continuellement à quelqu'un sur une balançoire. La quasi totalité des séquences d'imagerie IRM nécessitent

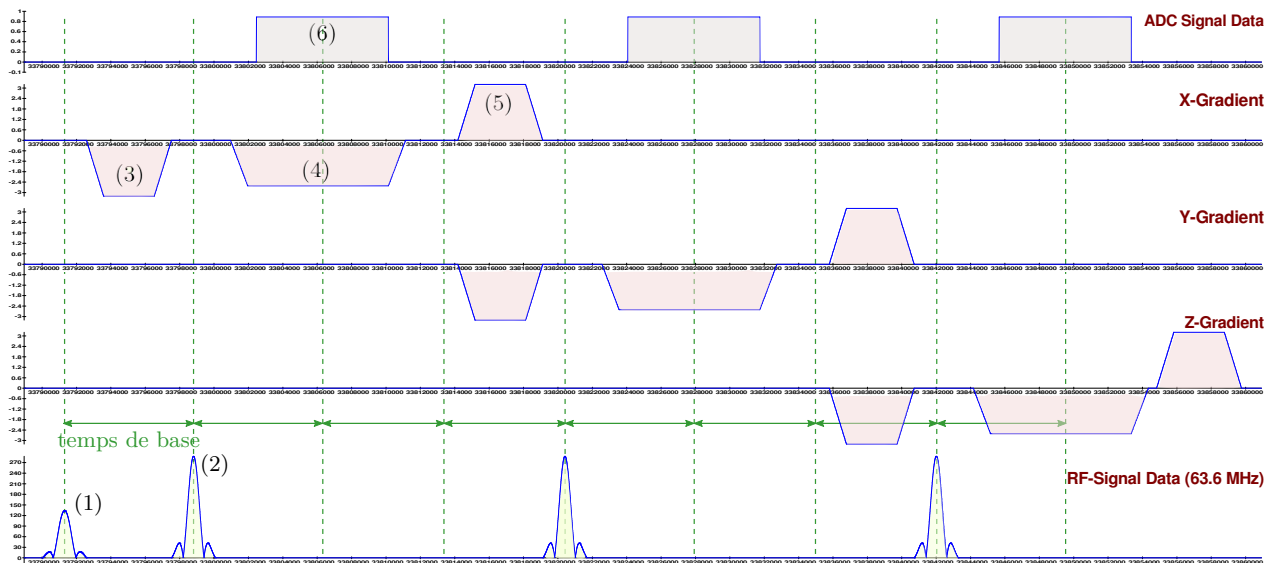


Figure 2.2. Chronologie de la séquence MS-SET : (1) Onde RF à  $90^\circ$  (2) Onde RF à  $180^\circ$  (3) Gradient de déphasage (4) Gradient de lecture (5) Gradient de rephasage (6) Acquisition du signal NMR. *Temps de base* : temps caractéristique segmentant la séquence.

une technique de *refocalisation* du signal, elles sont classées en deux grandes familles : les « écho de spin » comme dans notre cas, et les « écho de gradient ».

L'algorithme correspondant au diagramme 2.2 est présenté par le listage 2.1. Trois des principaux paramètres que l'utilisateur peut régler et qui influent sur le résultat de la localisation sont :

- le décalage fréquentiel (*offsetRF*) pour la sélection d'une équipotentielle ;
- le nombre d'acquisition que l'on souhaite effectuer (*nbLoops*) ;
- le temps de repos entre chaque acquisition (*repetitionTime*, TR).

Nous commençons par préparer les objets à insérer dans la chronologie :

- une onde RF à  $90^\circ$  qui sera émise une fois ;
- une onde RF à  $180^\circ$  qui sera émise trois fois ;
- et pour chaque axe : un ensemble de gradients qui vont permettre de réaliser l'acquisition sous la forme d'une projection sur l'axe voulu, et un évènement de lecture du signal NMR.

La seconde partie de l'algorithme est une boucle lançant les évènements aux instants déclarés. Le calcul des *timings* répond à plusieurs règles. La principale d'entre elles concerne la durée notée *baseTime* dans l'algorithme 2.1 : ce temps doit se retrouver à l'identique tel qu'illustré par le diagramme 2.2.



```

Paramètres (GUI) : offsetRf, relaxTime, nbLoops
Data : timer
Data : baseTime

// préparation des objets
RfEvent90 ← new RfEvent ;                                // onde à 90°
setAngle(RfEvent90, 90)
setFrequency(RfEvent90, getFrequency(RfEvent) + offsetRf)

RfEvent180 ← new RfEvent ;                                // onde à 180°
setAngle(RfEvent180, 180)
setFrequency(RfEvent180, getFrequency(RfEvent180) + offsetRf)

AdcEvent ← new AdcEvent[3]
DephaseEvent ← new GradientEvent[3]
ReadGradient ← new GradientEvent[3]
RephaseEvent ← new GradientEvent[3]
for axe ∈ {X, Y, Z} do
    | setFrequency(AdcEvent[axe], getFrequency(AdcEvent[axe]) + offsetRf)
end

baseTime ← 4280 ;                                         // µs

// boucle principale
timer ← 0 ;                                              // timer en µs

for l ← 1 to nbLoops do
    // excitation par l'onde RF à 90°
1   RunSeqEvent(timer, RfEvent90) ;                      // RunSeqEvent(quand, quoi)
    timer ← timer + Duration(RfEvent)/2 + baseTime

    for axe ∈ {X, Y, Z} do
        RunSeqEvent(timer - Duration(DephaseGradient[axe])/2, DephaseGradient[axe])
        timer ← timer + baseTime

        RunSeqEvent(timer - Duration(RfEvent180)/2, RfEvent180)
        timer ← timer + baseTime

        // gradient de lecture et écoute du signal RMN
        RunSeqEvent(timer - Duration(ReadGradient[axe])/2, ReadGradient[axe])
        RunSeqEvent(timer - Duration(ReadEvent[axe])/2, AcqEvent[axe])
        timer ← timer + baseTime

        RunSeqEvent(timer - Duration(RephaseGradient[axe])/2, RephaseGradient[axe])
        timer ← timer + baseTime

        // pause
        RunSeqEvent(relaxTime, NULL)
        timer ← timer + relaxTime
    end
end

```

Listage 2.1 : Séquence MS-SET

### 2.2.2.2 Traitement du signal

Une fois le signal NMR acquis par l'une des antennes RX de l'IRM, nous effectuons la corrélation croisée entre une position dont nous avons conservé le signal (appelé « masque de corrélation », dans la pratique il s'agit de la toute première acquisition, dont nous devons savoir précisément les coordonnées) et l'acquisition courante. La figure 2.3 en détaille le principe.

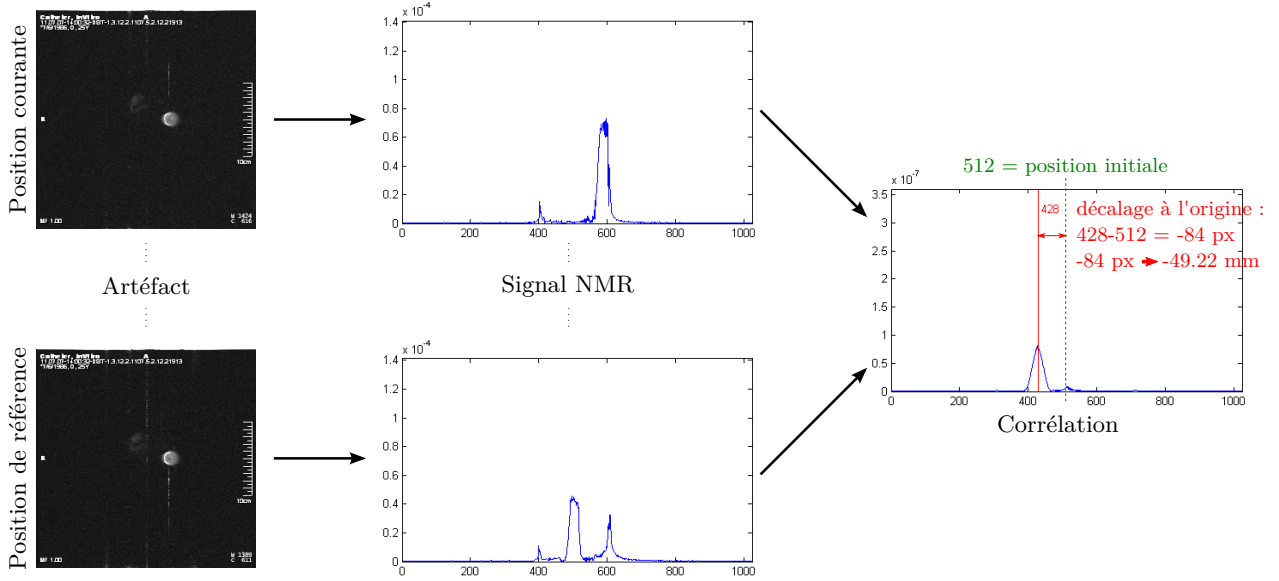


Figure 2.3. Principe de la corrélation. La valeur maximale de la corrélation entre les deux signaux se trouve écartée de l'origine (milieu de l'image) d'une distance (en px) proportionnelle à la distance (en mm) parcourue par le dispositif.

Le listage 2.2 présente l'algorithme implémenté dans l'unité de traitement du signal de l'IRM. L'environnement de développement fournit un certain nombre d'outils mathématiques pour traiter le signal. D'après [9], la corrélation croisée de deux signaux  $x$  et  $y$  (le premier étant la projection de la position initiale et le second la projection de la position courante) est équivalente à :

$$\text{corr}(x, y) = X \cdot \text{conj}(Y) \quad (2.1)$$

où  $X$  et  $Y$  sont respectivement les spectres fréquentiels des signaux ( $x$  et  $y$ ). Nous extrayons la valeur maximale de cette corrélation et son indice pour obtenir, en pixel, la variation détectée. En connaissant la taille du *field of view* (FOV) et la résolution de l'acquisition, nous pouvons calculer la taille en millimètres d'un pixel et *in-fine* le déplacement du dispositif.

Le déplacement détecté est confronté à une valeur seuil fixée par l'utilisateur pour filtrer les valeurs aberrantes.

```

Entrée : rawData
Entrée : infoHeader
Result : déplacement en px et en mm

initialisation objets
axe ← (line mod 3)
if isFirstAcquisition(line) then
    | correlationMask[axe] ← new IceObject(rawData)
    | currentMask[axe] ← correlationMask[axe]
else
    | currentMask[axe] ← new IceObject(rawData)
end

correlation
corr ← ComplexConjugateMultiplication(currentMask, correlationMask)
corr ← FourierTransform(corr)
pospx ← max(ExtractComplex(corr))

conversion et thresholding
posmm ← pospx ×  $\frac{2FoV}{resolution}$  - FoV
if abs(posmm - previous[axe]) > threshold[axe] then
    | posmm ← previous[axe]
else
    | previous[axe] ← posmm
end

ExportValues(axe, pospx, posmm)

```

**Listage 2.2** : Corrélation du signal pour le positionnement

### 2.2.2.3 Exemple complet de données de corrélations

La figure 2.4 représente un exemple des données de corrélation pour les trois axes. Tous les signaux sont issus de notre implémentation de MS-SET au sein de l'IRM du laboratoire de Nanorobotique. Les images sont issues d'un programme réalisé avec Matlab dans lequel nous avons implémenté l'algorithme 2.2. Ce programme a été utilisé dans la majorité des expériences de ce mémoire, y compris les *in-vivo*, pour s'assurer de la qualité du signal NMR traité. Lorsque nous cherchons à optimiser un paramètre de la séquence ou comprendre l'origine d'une erreur, c'est le plus souvent en observant les données de ce programme que nous y parvenons.

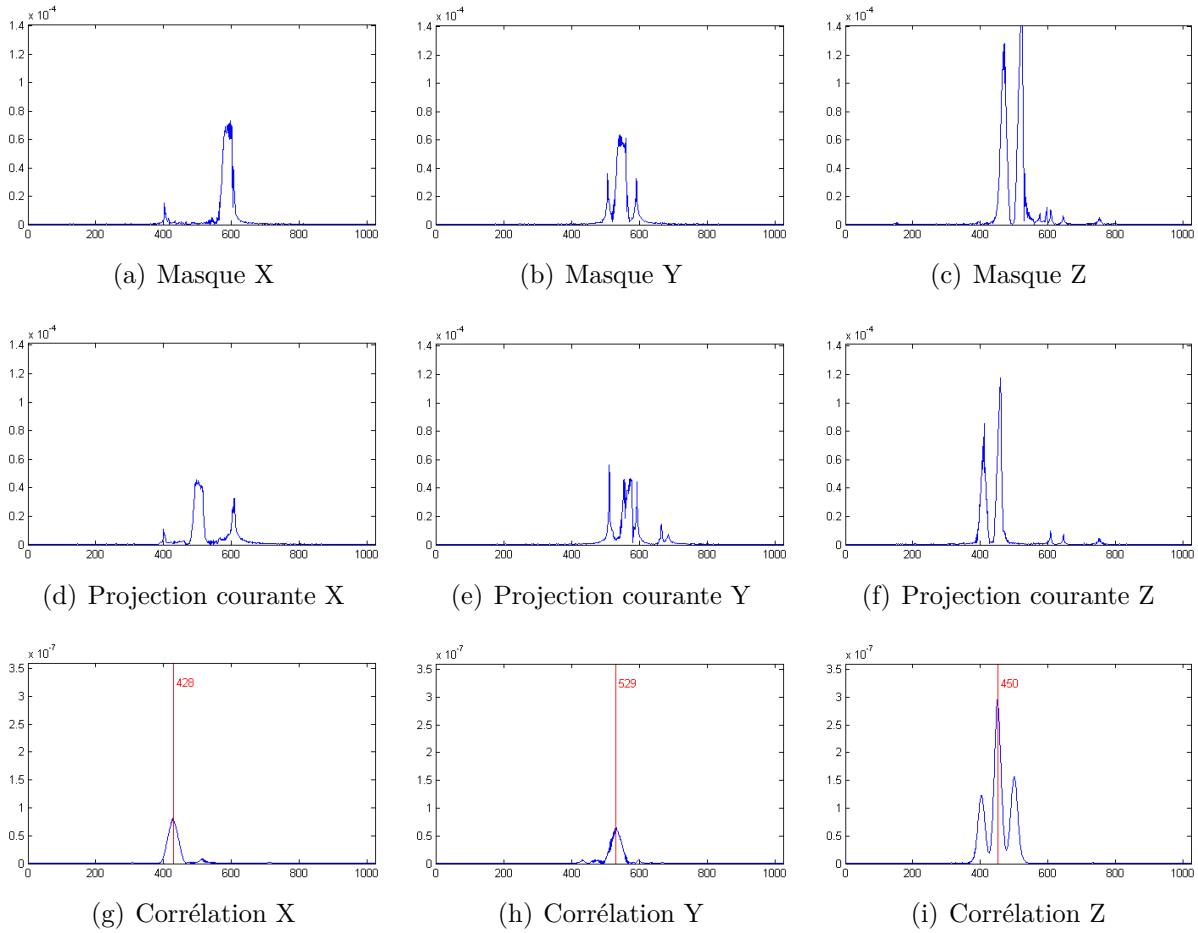


Figure 2.4. Exemple de corrélation reproduite sous Matlab du *tracking* d'une bille de 0.9 mm de diamètre en condition *in-vitro*. (a) à (c) position de référence (masque de corrélation), (d) à (e) position courante (g) à (i) corrélation croisée des deux signaux avec indication de la position de valeur maximale. Les colonnes de gauche à droite représentent les données des axes X, Y et Z.

### 2.2.3 Adaptation de la technique au système IRM

Lors du développement initial de la méthode MS-SET, les auteurs avaient mis en œuvre deux versions de la séquence :

1. Une version *spin-echo* qui procure un meilleur rapport signal/bruit mais nécessite un temps de repos long (plusieurs centaines de millisecondes).
2. Une version *gradient-echo* permet une acquisition beaucoup plus rapide (jusqu'à 30Hz), mais au détriment de la qualité du signal.

Le développement des séquences étant une tâche longue et complexe, seule la première version a été portée à ce jour dans le nouvel IRM. Ce choix est motivé par les contraintes supplémentaire de notre projet : la version *gradient-echo* n'aurait pas permis d'obtenir un signal de qualité suffisante pour le tracking d'éléments sub-millimétriques dans des conditions in-vivo avec l'IRM utilisé.

### 2.2.4 Adaptation à la procédure cathéter

Pour s'adapter à la procédure de guidage de cathéter, notre utilisation de l'algorithme MS-SET diffère en trois points majeurs par rapport à la version des auteurs :

1. La taille de la bille est de 0.9 mm de diamètre contre 1.5 mm à 3.0 mm de diamètre précédemment. Puisque l'intensité du signal obtenu évolue au cube du diamètre, la diminution de celui-ci est très importante. Il faut compenser ce faible signal par des compromis réalisés sur d'autres paramètres tel que la fréquence d'acquisition.
2. La propulsion n'est plus intégrée à l'IRM au sein d'un unique processus : la séquence « multi-tâche » qui pouvait être réalisée en continu pendant plusieurs heures, ne dure plus aujourd'hui que quelques secondes durant lesquelles seule la localisation est effectuée. Ce faisant, nous perdons les données acquises en début d'expérience qui servaient à la corrélation, il faut donc trouver un nouveau moyen de les stocker.
3. Les données calculées sont exportées par le réseau pour être présentées « en direct » au médecin.

#### 2.2.4.1 Modifications dans la génération du signal

L'une des clés de la réussite de la phase de tracking est le rapport signal/bruit (SNR). Si le fait d'utiliser une corrélation entre les deux acquisition permet de réduire l'impact du bruit dans le calcul du déplacement, un SNR trop faible ne permettra pas une localisation fiable.

Les billes que nous utilisons majoritairement au cours de ce mémoire ont un diamètre de 0.9 mm. À magnétisation identique, l'intensité de la perturbation qu'elles produisent est 4.6 fois plus faible que celle produite par une bille de 1.5 mm telle que celle utilisée dans [12]. C'est autant d'intensité de signal que nous ne pouvons pas exploiter pour réaliser le *tracking*. Pour obtenir une qualité convenable, nous avons dû faire un certain nombre de choix et de compromis que nous présentons ici.

**Offset :** le décalage de l'onde RF est un paramètre important à régler lors de la phase de tracking : c'est par lui que nous sélectionnons l'équipotentielle à exciter. L'offset optimal est dépendant du volume de la bille étudiée et des conditions d'expérimentations.

Il n'est pas possible de proposer une équation ou toute autre méthode permettant de définir à l'avance le meilleur *offset* tant ce paramètre est lié au rapport signal/bruit de l'acquisition sur lequel de très nombreux facteurs influent : type d'antenne, nombre de canaux, type de milieu (eau, gélatine, tissu vivant...), certaines contraintes d'in-vivo (présence d'agent de contraste, proximité des poumons...), équipements dans la salle, câbles à travers la cage de Faraday... On peut cependant dégager deux enseignements sur son évolution :

- Un offset *trop faible* conduit à un signal pas assez différencié du signal normal de l'IRM en raison de la largeur de bande passante de l'onde RF qui risque d'inclure la fréquence idéale de 63.8 MHz.
- Un offset *trop élevé* conduit à un signal difficile à différencier du bruit qui l'entoure. Les offsets élevés correspondent en effet à des équipotentielles proches de la bille, et qui sont pour cette raison plus courtes, il y a donc moins de quantité de protons à l'origine du signal.

À la suite de nombreux essais/erreurs, nous avons pu déterminer que, pour notre bille de 0.9 mm de diamètre en acier chromé, le meilleur décalage fréquentiel est de 950 Hz dans la majorité des cas.

**Trois ondes RF à 90° :** la séquence initiale prévoit une unique onde d'excitation à 90° pour l'ensemble des acquisitions sur les trois axes. Il en résulte que malgré les techniques de rehaussement du signal (onde intermédiaire à 180°), celui-ci est fatalement moins intense pour le dernier axe que pour le premier. Afin d'obtenir le maximum de signal disponible, nous avons donc inséré une onde d'excitation avant chaque acquisition d'un axe. De cette manière, tous bénéficient de la même énergie. Cette technique se fait malheureusement au détriment d'une durée de séquence plus importante, et d'un besoin de relaxation des protons accru.

**Temps de relaxation :** le temps de relaxation (exprimé en millisecondes) est un temps intermédiaire entre la fin d'un motif de la séquence et le début d'un nouveau motif. Il représente dans notre cas le temps entre la projection sur un axe, et celle sur l'axe suivant. Il est nécessaire que les protons d'hydrogènes soient revenus à l'état stable avant l'application de l'onde RF à  $90^\circ$ , ce temps de relaxation est la période que nous laissons pour ce retour.

Le temps de relaxation est un paramètre sur lequel on peut influencer pour gagner en vitesse lorsque les conditions sont réunies. Ainsi, dans un test *in-vitro* où le signal est très faiblement bruité, on pourra descendre ce paramètre à un ordre de grandeur de 200 ms, alors que pour une expérience *in-vivo* où les sources de bruit sont multiples, il sera nécessaire de l'augmenter à des valeurs proches de 1 seconde.

**Changement de l'ordre des axes :** malgré le compromis fait avec le temps de relaxation, tous les protons ne sont pas toujours revenus à l'état stable lorsque l'on souhaite réaliser la localisation sur un nouvel axe. Dans ce cas, l'ordre d'acquisition des axes a une importance sur le résultat final : le premier aura un signal de meilleure qualité que le deuxième, qui sera lui-même de meilleure qualité que celui du troisième. Nous avons donc choisi de réorganiser les axes suivant les priorités des expériences : dans le cas le plus courant, c'est l'axe  $Z$  qui est le plus utilisé, suivi de l'axe  $X$ , et enfin de l'axe  $Y$ .

#### 2.2.4.2 Conservation des données de corrélation

Dans son fonctionnement standard, un programme de reconstruction exécuté sur le MRIR est associé avec l'exécution d'une séquence d'IRM et son cycle de vie est identique : le programme est initialisé en début de séquence, une fonction est appelée après chaque acquisition de signal, puis la mémoire est libérée lorsque la séquence se termine et que tous les calculs sont réalisés.

Dans l'algorithme initial, les données de la première acquisition, utilisées pour créer le masque de corrélation étaient conservées en tant que variable régulière du programme dans le fil d'exécution principal puisque la séquence n'était jamais interrompue entre le début et la fin de la procédure. Dans notre cas, un examen ne consiste plus en une séquence de plusieurs heures, mais en un grand nombre de séquences d'une durée de quelques secondes. La libération de la mémoire qui a lieu à la fin de la séquence provoque la perte des données devant constituer le masque de corrélation. Plusieurs approches ont été testées pour répondre à ce problème :

**Sauvegarde du signal brut :** nous tentons d’enregistrer dans un fichier le signal de la première acquisition et de lire de celui-ci pour toutes les acquisitions suivantes. Cependant, le *framework* du MRIR (nommé « ICE ») ne propose pas de fonction d’importation des données brutes : si il a bien été possible d’écrire les sauvegardes du signal, il n’a pas été possible de reconstruire le masque sur la base d’un fichier. De plus, la grande complexité des objets manipulés par le framework n’a pas rendu possible l’écriture de méthodes de matérialisation personnalisées.

**Sauvegarde des dernières coordonnées :** enregistrement de la position précédente dans un fichier sous forme  $(X, Y, Z)$  et translation lors des séquences de localisation suivantes. Cette solution présente des problèmes de cumul des erreurs de tracking, en effet les approximations et erreurs d’une acquisition s’additionnent à celles de l’acquisition précédente. Surtout, cette solution ne permet pas de prendre en compte un mouvement ayant eu lieu entre deux phases de tracking puisque la position sauvegardée ne correspond alors plus à la position réelle du dispositif. Cette approche a été abandonnée pour cette raison.

**Conservation en RAM :** la solution est venue d’une possibilité offerte par le *framework* ICE qui est malheureusement faiblement documentée : si les conteneurs par défaut ont une durée de vie limitée à l’exécution de la séquence, ICE offre cependant certains conteneurs dont la durée de vie est bien plus grande. C’est le cas des objets de type *Persistent* qui ne sont libérés que lorsque le médecin ferme le dossier du patient sur sa console principale (*host*). Le tableau 2.1 présente les trois types de conteneurs proposés par le *framework*. Les conteneurs *ICE Object* sont les objets génériques contenant généralement soit du signal brut soit du signal traité (déclinés en *IceRaw*, *IceIma*, etc).

Tableau 2.1. Types de conteneurs du framework ICE

Type	Durée de vie	Taille max.
<i>ICE Object</i>	automatique ( <i>stack</i> )	N.A.
Global <i>ICE Object</i>	mesure (durée de la séquence)	4 Go (signal brut) 100 Mo (autre)
Persistent <i>ICE Object</i>	tant que le dossier patient est ouvert sur le <i>host</i>	6 Mo

Ainsi, l’implémentation de MS-SET a été modifiée pour profiter des conteneurs *PersistentIceRaw* capables de retenir les masques de corrélation pendant toute la durée de l’expérience, y compris lorsque nous réalisons des séquences d’imagerie standard entre les phases de tracking.



Nous tirons partie de cette possibilité d'interrompre et de reprendre l'examen en proposant 3 modes de comparaison des données dans l'interface graphique de la séquence :

- **Normal** : la première localisation est utilisée comme masque de corrélation pour les acquisitions suivantes. Ce mode ne prend son sens que si plusieurs phases de localisations sont effectuées dans la même séquence.
- **SaveNow** : le signal acquis est conservé en tant que masque de corrélation pour être utilisé avec d'autres séquences en mode *RecoverOrigin*. Les coordonnées de déplacement sont donc remises à zéro par cette action.
- **RecoverOrigin** : le signal NMR est corrélé avec celui enregistré dans le masque de corrélation initialisé par *SaveNow*.

L'utilisation d'objet persistants présente cependant un inconvénient : une fois initialisés, il n'est pas possible de redimensionner les conteneurs créés. Cela est un problème lorsque l'on souhaite changer l'antenne RF avec laquelle est réalisée la localisation si le nombre de canaux n'est pas le même, ou bien si l'on souhaite changer la résolution du tracking. Puisqu'il n'est pas possible de changer l'objet créé, ce n'est pas simplement l'utilisation de données précédemment acquises qui est impossible, c'est le conteneur lui-même qui n'est plus utilisable. Puisque nous avons explicitement demandé que ceux-ci aient une durée de vie maximale, si l'on souhaite faire un tel changement sans fermer le protocole patient ouvert sur le *host*, il est nécessaire de redémarrer l'unité MRIR. Fort heureusement, ceci se fait rapidement (< 30 secondes) et sans interférer avec les données du poste utilisateur.

### 2.2.4.3 Export des données vers l'utilisateur

Lors des expériences réalisées dans [12], les données issues du positionnement étaient écrites dans un fichier texte sur le MRIR. Un programme sur le poste utilisateur venait périodiquement recharger ce fichier à travers le réseau.

Nous avons voulu améliorer la procédure en transmettant les coordonnées directement au logiciel 3DSlicer [14] que nous utilisons pour la visualisation. Pour cela, nous utilisons le protocole OpenIGTLink [47]. Il s'agit d'un protocole ouvert conçu pour faciliter la transmission de données dans le cadre d'une opération d'imagerie interventionnelle (IGT est l'acronyme de Imaging Guided Therapy). Grâce à ce protocole réseau, nous permettons à l'utilisateur de transmettre les coordonnées de déplacement depuis le MRIR jusqu'au logiciel 3DSlicer automatiquement.

### 2.2.5 Paramètres présentés à l'utilisateur

Suite à l'implémentation de la méthode MS-SET au sein de l'IRM de l'École Polytechnique et aux modifications qui y ont été apportées, nous obtenons une séquence intégrée au sein de l'architecture de l'IRM offrant de nombreuses options. La figure 2.5 est une capture d'écran des options présentées à l'utilisateur lorsqu'il charge notre séquence. Le tableau 2.2 en rappelle les significations.

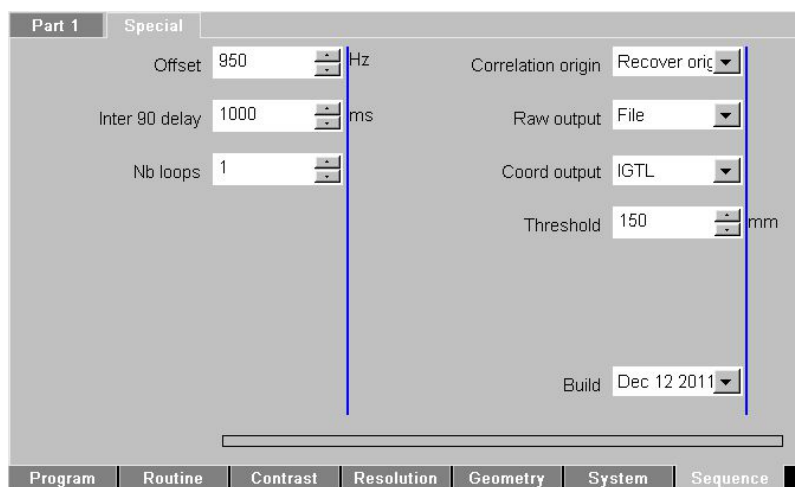


Figure 2.5. Capture d'écran du poste utilisateur de l'IRM présentant les options de la séquence MS-SET

Tableau 2.2. Options de la séquence MS-SET

Paramètre	Valeurs	Signification
Offset	<i>entier</i>	Décalage fréquentiel (Hz)
Inter 90 delay	<i>entier</i>	Temps de repos entre chaque acquisition d'un axe (ms)
Nb loops	<i>entier</i>	Nombre de localisations successives
Threshold	<i>entier</i>	Valeur de filtrage des positions erronées (mm)
Correlation origin	Normal	Position initiale effacée en fin de séquence
	SaveNow	Position sauvegardée pour une future corrélation
	RecoverOrigin	Utilisation de la position sauvegardée
Raw output	None	Pas d'export du signal NMR (brut)
	File	Signal NMR exporté dans un fichier
Coord output	None	Pas d'export des données calculées
	File	Écriture des données calculées dans un fichier
	IGTLink	Envoi des données à 3DSlicer par réseau
Build		Date et heure de compilation (lecture seule)

Les valeurs utilisées dans les expériences *in-vivo* sont inscrites dans le protocole, à l'annexe B.

## 2.3 Caractérisations

Une fois l'implémentation de la séquence MS-SET réalisée, de nombreuses expériences ont été effectuées pour identifier les différents éléments entrant en compte dans le succès d'une opération de tracking.

### 2.3.1 Précision

La précision du tracking est un élément très important mais qui est difficile à caractériser. En effet, les contraintes liées au principe de fonctionnement de l'IRM (champ magnétique de l'IRM, nécessité d'un grand volume d'eau) rendent les outils traditionnels de mesures de déplacement et/ou de position inutilisables. Tous sont en effet composés en plus ou moins grande partie de pièces métalliques et de circuits électroniques rendant au mieux le tracking impossible (par la génération de distortions supplémentaires), au pire risquant d'endommager les outils.

#### 2.3.1.1 Procédure expérimentale

Un cathéter muni d'une bille de 0.9 mm de diamètre est manœuvré dans un fantôme<sup>1</sup> en verre répliquant un vaisseau sanguin (figure 2.6). Le tout est plongé dans un aquarium sphérique rempli d'eau distillée afin de s'assurer que l'embout soit en tout temps entouré d'une grande quantité de protons d'hydrogène. Pendant que le cathéter est déplacé manuellement pour que sa tête parcoure le modèle en verre, nous effectuons des séquences de tracking. Le décalage de fréquence a été réglé à 950 Hz. À la fin de la manipulation, les données collectées par le programme de tracking sont converties au format `fscv` : le format des fichiers de *fiducials* de 3DSlicer. Les points sont alors chargés dans ce dernier et nous effectuons un recalage manuel pour faire coïncider la première acquisition avec la position initiale de la bille ferromagnétique. Nous obtenons alors une superposition de l'ensemble des points de tracking avec l'image IRM du fantôme prise avant l'introduction du cathéter.

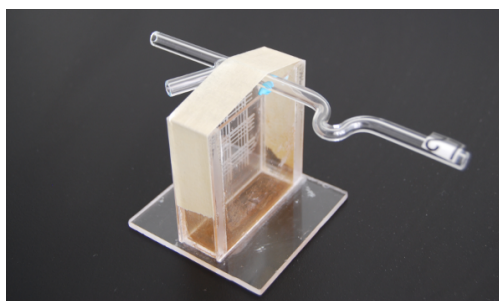


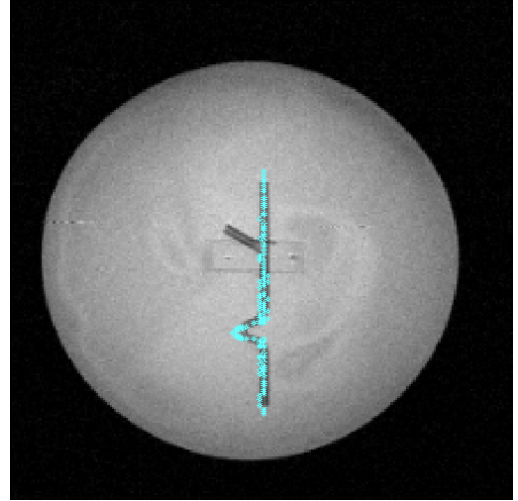
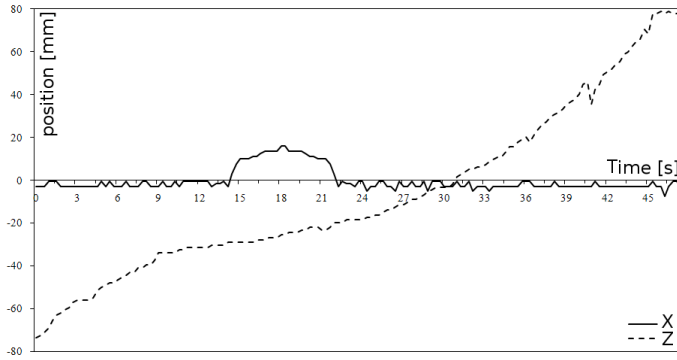
Figure 2.6. Fantôme en verre utilisé pour le déplacement du cathéter

---

1. Un « fantôme » est une réplique anatomique destinée à réaliser des expérimentations *in-vitro*.

### 2.3.1.2 Résultats

La figure 2.7(a) représente l'évolution des positions détectées au fur et à mesure de l'avancée du cathéter. La figure 2.7(b) présente le résultat de la superposition des points acquis par la séquence MS-SET avec l'image initiale du fantôme en verre dans son aquarium. L'image de fond dans le logiciel 3DSlicer a été acquise avec une séquence IRM conventionnelle (*HASTE*) en début d'expérience.



(a) Évolution des positions X et Z détectées par la séquence de tracking lors du déplacement du cathéter dans le fantôme (b) Affichage des points *trackés* dans 3DSlicer

Figure 2.7. Expérience de tracking d'un cathéter dans un modèle en verre.

La combinaison des points avec l'image du modèle met en évidence le respect de la trajectoire reconstituée à partir des points détectés. Les erreurs sur l'axe  $x$  lorsque le cathéter est avancé selon l'axe  $z$  peuvent s'expliquer par le mouvement de la bille de 0.9 mm de diamètre dans un tube dont le diamètre interne est de 2.9 mm, ainsi que par les erreurs intrinsèques au tracking.

### 2.3.1.3 Discussion

Les résultats du tracking de la bille de 0.9 mm attachée à un cathéter sont satisfaisants et conformes aux résultats de la littérature [12, 31]. Tout au long du travail de ce mémoire, cette expérience a été répétée avec d'autres dispositifs, notamment un fil-guide à la place du cathéter. Nous avons obtenu à ces occasions des résultats cohérents avec ceux présentés ici. L'implémentation de la technique de localisation est également confirmée par les expériences *in-vivo* présentées au chapitre 5.

### 2.3.2 Linéarité

Nous savons que les images d'IRM peuvent être soumises à un phénomène de distortion : des lignes droites peuvent apparaître concaves ou convexes sur les bords du FOV [48, 49]. Cette distortion est due aux défauts de linéarité des gradients magnétiques de l'IRM sur l'ensemble du FOV. Nous étudions ici l'influence de ces défauts sur les résultats du tracking en mesurant l'évolution de l'erreur en fonction de l'emplacement du dispositif.

#### 2.3.2.1 Procédure expérimentale

Nous plaçons une bille de 0.9 mm de diamètre, identique à celle utilisée dans le test 2.3.1.1, dans un bécher de 500 mL contenant une solution d'eau et de gélatine. La bille est placée au centre du bécher, la gélification de l'eau la maintient dans cette position pendant toute la durée de l'expérience (figure 2.8(a)).

Le bécher est alors déplacé lentement le long d'un rectangle de  $30 \times 32$  cm pendant que nous effectuons des séquences de localisation en continu. Les longueurs du rectangle sont placées parallèlement à l'axe de l'IRM et le mouvement se fait sur une planche placée parallèlement au sol de manière à ce qu'il n'y ait pas de mouvement selon l'axe  $Y$ . Nous effectuons également deux déplacements supplémentaires selon deux lignes parallèles aux axes  $X$  et  $Z$ . Les chemins sont représentés par une ligne en pointillés sur la figure (figure 2.8(b)).

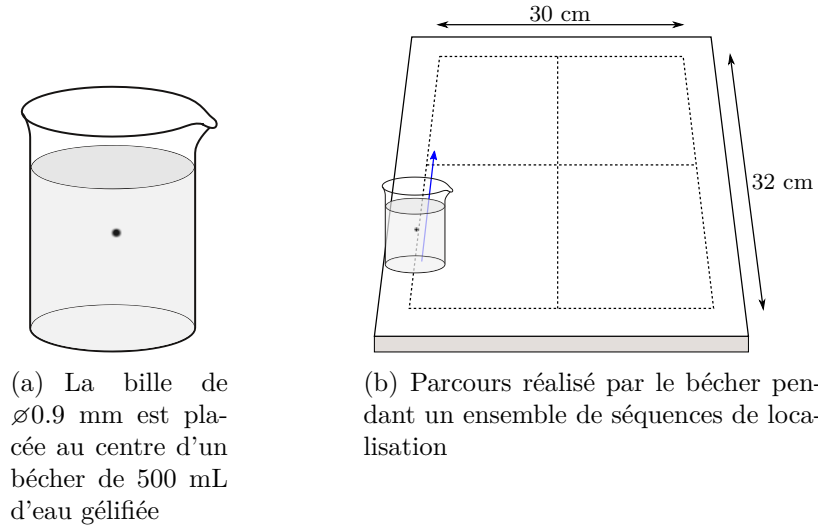


Figure 2.8. Test de linéarité du tracking.

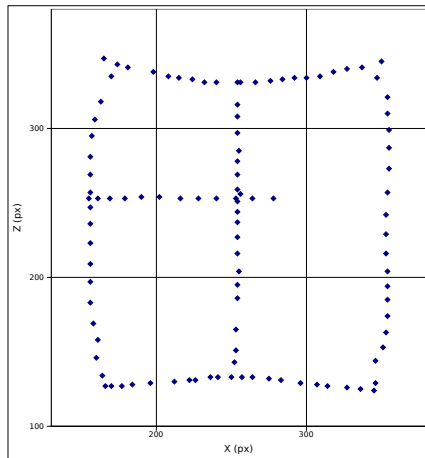
Nous exécutons une occurrence de la séquence tracking régulièrement tout au long du parcours du bécher : en moyenne tous les 5 mm. Les positions ainsi obtenues sont réunies pour retracer le chemin perçu par l'algorithme de localisation et le confronter au tracé réel.

### 2.3.2.2 Résultats

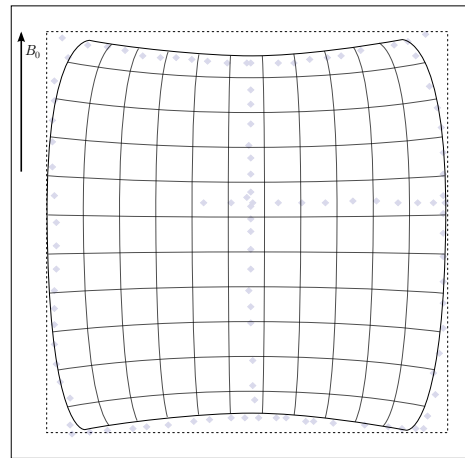
La figure 2.9(a) représente les coordonnées obtenues par la séquence de tracking après importation dans un tableau. Les coordonnées  $x$  et  $z$  ont été utilisées pour générer un nuage de points retraçant le parcours du b cher. On peut constater une déformation marquée du rectangle ainsi produit :

- Sur l’axe  $X$ , les points au centre des côtés ont une composante en  $Z$  perçue comme plus proche du centre de l’image qu’elle ne le devrait, le côté du rectangle prend alors la forme d’un arc de cercle concave.
- Sur l’axe  $Z$ , ce sont les points situés aux coins du rectangle qui ne sont pas localisés correctement : leur composante en  $X$  est perçue plus proche du centre. Le côté prend cette fois-ci la forme d’un arc de cercle convexe.

Les déplacements réalisés selon des lignes à l’intérieur du rectangle ne présentent pas cette caractéristique, ce qui conforte l’hypothèse d’un phénomène lié à l’éloignement des points du centre du *field of view* de l’IRM. Les points manquant dans la ligne horizontale de 2.9(a) sont les conséquences d’une erreur de manipulation.



(a) Points issus de la séquence de tracking



(b) Interprétation & interpolation sur l’ensemble du FOV

Figure 2.9. Résultat du test de linéarité du tracking.

La figure 2.9(b) représente l’interprétation qui peut être faite de cette déformation. Nous traçons des courbes de tendances en chacun des côtés du rectangle, puis nous réalisons une interpolation pour chaque paire de lignes. Nous aboutissons à une carte de la distortion du tracking dans l’IRM.

### 2.3.2.3 Conclusion et discussion

Nous constatons que la déformation subie par le tracking est tout à fait concordante avec les distortions recensées dans la littérature et dont sont soumises les images IRM classiques [48,49]. Il s'agit d'un problème de non linéarité des gradients magnétiques de l'IRM.

Cette distortion est permanente et régulière : elle peut être donc corrigée par un algorithme intervenant sur les données de tracking [49].

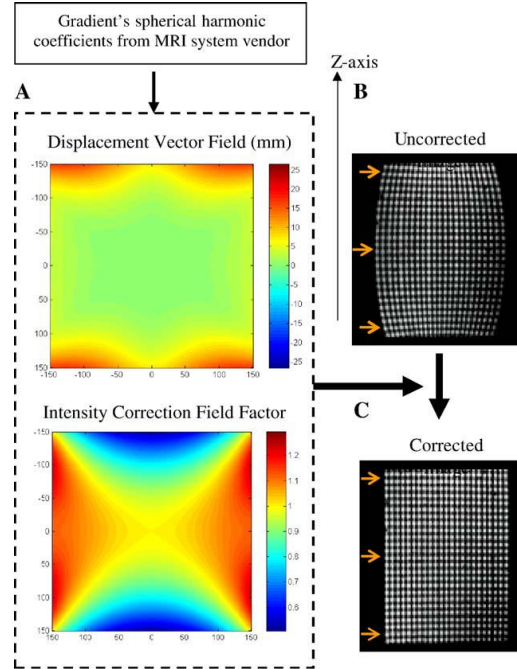


Figure 2.10. Correction de la non-linéarité à l'aide d'une matrice de correction (Jovicich [49])

De manière plus pragmatique, puisque la distortion est identique à celle que subit l'imagerie IRM conventionnelle, il est tout à fait possible de ne pas intervenir sur celle-ci si le but du tracking est de réaliser une superposition du dispositif sur une image ou un volume. En effet les points, même perçus avec une erreur, se positionneront correctement sur l'image incurvée de la même manière.

## 2.4 Conclusion et discussion sur la technique de localisation

Nous avons pu implémenter avec succès la méthode de localisation MS-SET dans le nouvel IRM acquis par l'École Polytechnique de Montréal. Les tests de précision et de linéarité qui ont été menés montrent que nous sommes en mesure de pouvoir localiser un dispositif sub-millimétrique de façon fiable. C'est une première étape importante vers la réussite de la navigation d'un fil-guide par gradients magnétiques.

Au cours du développement et des tests de l'implémentation, nous avons pu mettre en lumière de nombreux paramètres influant sur les résultats de la localisation.

### 2.4.1 Influence des paramètres de la séquence

Le **décalage fréquentiel** est le plus important des paramètres de la séquence MS-SET : plus il est grand, plus l'équipotentielle sélectionnée sera proche de l'élément ferromagnétique, mais plus le volume de cette équipotentielle (et donc la quantité de signal reçu) sera faible. Si le décalage est peu élevé, nous obtiendrons un signal plus important de l'équipotentielle, mais également de signal parasite. La figure 2.11 présente un exemple de ce choix d'offset : nous testons la séquence MS-SET avec une bille ferromagnétique de 0.8 mm de diamètre. À 600 Hz, on perçoit encore beaucoup de signal provenant du volume d'eau dans lequel est plongée la bille (figure 2.11(a)) : le décalage est insuffisant. À 1000 Hz, le signal est bien différencié : seule la projection de l'équipotentielle est visible (figure 2.11(b)). Enfin, à 2000 Hz, on aperçoit toujours l'équipotentielle, mais son signal est plus faiblement différencié du bruit environnant (figure 2.11(c)).

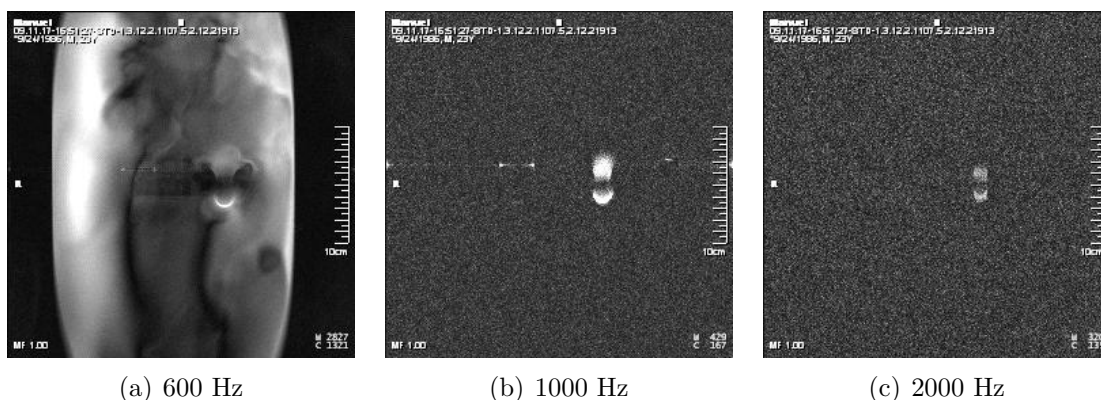


Figure 2.11. Signal perçu de l'artéfact généré par une bille de 0.8 mm de diamètre pour différents offsets



La **résolution de la séquence** est un paramètre que l'utilisateur peut régler lui-même dans la console de l'IRM. L'augmentation de la résolution conduit à un signal plus bruité car il y a moins de signal capté pour chaque pixel. La résolution permet cependant d'obtenir un positionnement très précis si les conditions sont bonnes : dans des conditions *in-vitro*, il est envisageable de travailler avec une résolution de  $1024 \times 1024$  px ce qui conduit à des pixels de moins de 0.3 mm de côté. Les expérimentations *in-vivo* peuvent être conduites avec des résolutions de  $256 \times 256$  px voir  $512 \times 512$  px dans la plupart des cas.

Le **temps de relaxation** est une durée qui permet aux protons de se réaligner avec le champ principal de l'IRM. Si nous allons trop vite dans notre acquisition, une proportion peu élevée de protons auront eu le temps de revenir à cet état stable. les autres partiront alors d'une position arbitraire lors de l'excitation par l'onde à  $90^\circ$  : tous ne seront pas alignés dans le même plan ; ceux qui ne le sont pas contribuent moins bien à la production du signal NMR. On comprend alors qu'un temps de repos élevé entre chaque acquisition d'un axe permet d'obtenir une meilleure qualité de signal, cependant cela nuit grandement à la rapidité de la séquence.

Le tableau 2.3 présente un résumé des avantages et inconvénients liés à ces trois paramètres.

Tableau 2.3. Paramètres de la séquence de localisation. Légende :  $\uparrow$  : plus élevé,  $\downarrow$  : moins élevé.

Paramètre		Avantage	Inconvénient
Offset	$\uparrow$	Meilleure sélection du signal autour du dispositif	Signal décroît très vite (corrélacion peut devenir impossible)
	$\downarrow$	Signal plus important	Risque élevé de conflit avec le signal « normal » de l'IRM : corrélacion difficile
Résolution	$\uparrow$	Localisation plus <i>fine</i> : avantageux pour le placement aux abords d'une intersection	Moins de signal par pixel : peut augmenter le taux d'erreur
	$\downarrow$	Plus de signal par pixel : probabilité d'erreur moindre	Précision du tracking peut être insuffisante (à $256 \times 256$ : pixels de 1.17 mm de côté)
Relaxation	$\uparrow$	Quantité de signal importante	Séquence lente, risque d'artefacts de mouvements
	$\downarrow$	Quantité de signal décroît rapidement	Rapidité d'exécution, possibilité de manipuler en même temps

Tous ces paramètres influencent de manière très significative le rapport signal sur bruit, cependant des éléments externes à l'IRM jouent également un rôle non négligeable. La présence d'équipement électroniques dans la salle d'IRM, les éventuels câbles installés entre la salle IRM et la salle de contrôle (voir description des salles en 5.2.1), la présence de bulles d'air dans l'eau, une bague au doigt d'un opérateur... sont quelques uns des nombreux facteurs pouvant rendre l'étape de localisation inopérante. L'annexe C présente des images pour quelques conditions de bruit.

### 2.4.2 Évolution vers un système externe

Nous utilisons ici l'IRM Siemens pour réaliser la localisation sur lequel a été porté l'algorithme de tracking MS-SET. Cependant, comme nous l'avons signalé dans l'introduction, l'appareil IRM clinique n'est plus utilisé pour la phase de propulsion en raison de son amplitude de gradient trop faible. L'utilisation de bobinage à l'intérieur de l'IRM est incompatible avec la réalisation de séquences d'imagerie :

- L'onde RF et surtout l'évolution rapide des gradients pendant une séquence d'imagerie induirait un fort courant dans la bobine insérée, ce courant reviendrait vers le cabinet d'alimentation du système de propulsion et pourrait l'endommager gravement.
- Le courant induit se manifesterait en retour par la création d'un champ magnétique additionnel rendant impossible la sélection des équipotentiels.
- La quantité de métal introduit dans l'IRM brouillerait certainement le signal RF émis et reçu.

En conséquence, lorsque nous effectuons un test incluant des phases de tracking et des phases de propulsion, il est nécessaire de retirer l'*insert* de propulsion. Cette manœuvre est aisée grâce aux rails présents à cet effet, mais elle n'en reste pas moins contraignante.

Pour cette raison, un système complémentaire a été acquis par le laboratoire de Nanorobotique. Celui-ci est constitué d'un second insert de gradient et d'une console de spectrométrie NMR qui permet de répliquer les fonctionnalités de l'IRM. L'intérêt est ici que le matériel dédié à l'imagerie est placé *à l'intérieur* du matériel de propulsion. Ce dernier ne constitue donc plus une barrière comme dans le cas d'une acquisition avec l'IRM. Cependant, un travail important de conversion de l'algorithme de tracking vers ce nouvel équipement est à nouveau à entreprendre. L'intérêt immense de pouvoir entrelacer propulsion et localisation rapidement et sans action humaine le justifie sans aucun doute.

## CHAPITRE 3

### SYSTÈME DE PROPULSION

Le système de propulsion est un prototype destiné à effectuer le guidage de dispositifs avec de hautes amplitudes de gradients magnétiques (supérieurs à 400 mT/m) en trois dimensions. Le matériel de propulsion présenté dans ce chapitre a été conçu et réalisé par la société *Resonance Research, inc.* (RRI), spécialisée dans la réalisation de gradients magnétiques pour la correction de distortion de champ en IRM (*shimming*), et de gradients magnétiques pour usages particuliers tels que les IRM de recherches de taille animale. Il s'agit cependant de matériel n'entrant pas dans les activités habituelles de la compagnie, c'est donc un prototype créé en collaboration avec le laboratoire de Nanorobotique. Les premiers contacts pour réaliser ce système ont eu lieu en 2007. La première livraison du matériel s'est faite en Septembre 2010 et après plusieurs retours pour correction, le système a été considéré assemblé en Mai 2011. Le système de propulsion est composé de trois sous-ensembles :

- Un ensemble de trois paires de bobines de gradients magnétiques.
- Trois alimentations électriques permettant de les contrôler en intensité de courant, ainsi que des « ponts en H » pour la bipolarité (possibilité d'avoir des gradients négatifs avec une alimentation électrique uniquement positive).
- Un contrôleur bas niveau offrant une interface RS232.

Dans ce chapitre, nous ferons une présentation détaillée du système et de son fonctionnement. Nous caractériserons ensuite ses performances afin de tester ses possibilités, tant pour les expériences de guidage de cathéters et de guides qui nous préoccupent, que pour les expériences futures du laboratoire. Enfin, nous validerons ses capacités de guidage *in-vitro* en naviguant un fil-guide muni d'un embout magnétique dans un modèle artificiel de système vasculaire de lapin.

### 3.1 Description des composants

#### 3.1.1 Cylindre de gradient magnétiques

Le cylindre contenant les bobines de gradients magnétiques (également appelé « insert ») a pour but de répliquer ceux de l'IRM mais a une amplitude dix fois plus élevée. Cependant, ils ne sont pas adaptés à la réalisation d'imagerie par résonance magnétique du fait de leurs temps de montée trop élevés et de leur linéarité moins précise. Comme pour le système de gradients de l'IRM, on trouve dans ce cylindre trois paires de bobines disposées de manière orthogonale afin de pouvoir créer un vecteur de propulsion dans toutes les directions de l'espace.

Ce matériel se loge à l'intérieur du tunnel de l'IRM : l'isocentre de l'insert doit coïncider avec l'isocentre de l'IRM (fig. 3.1). Un système de rails permet de le retirer de l'IRM pour permettre l'utilisation normale de ce dernier.



Figure 3.1. Bobines de gradients magnétique pour le guidage, en place dans l'IRM.

Les caractéristiques principales de cet insert sont présentées par le tableau 3.1. Les gradients magnétiques ont tous une amplitude supérieure à 450 mT/m, soit 10 fois l'amplitude de ceux d'un IRM clinique, ils atteignent même 516 mT/m dans le cas de l'axe Z. La différence entre les axes X et Y et l'axe Z s'expliquent par une différence de technique utilisée pour la conception des bobines de ce dernier axe<sup>1</sup>.

---

1. Les bobines des axes X et Y sont de type *Maxwell* et celles de l'axe Z est de type *Golay*.

Tableau 3.1. Caractéristiques de l'insert de propulsion

(a) Caractéristiques générales			
Facteur de charge	100%		
Diamètre externe (mm)	370		
Diamètre interne (mm)	254		
Longueur totale (mm)	1000		
Sphère d'homogénéité ( $\varnothing$ en mm)	80		

(b) Caractéristiques de chaque axe			
	X	Y	Z
Amplitude de gradient à 400 A (mT/m)	464	462	516
Coefficient d'amplitude (mT/A/m)	1.1604	1.1557	1.2919

Le coefficient d'amplitude (*gradient efficiency*) représente l'amplitude de gradient obtenue par unité de courant que nous appliquons. Il s'agit d'une donnée importante pour le contrôle du guidage car c'est en modulant le courant qui passe dans les bobines que nous réglons la force magnétique appliquée au dispositif ferromagnétique : en intensité, ainsi qu'en orientation.

Le facteur de charge (*duty cycle*) représente le *ratio* entre la durée durant laquelle l'insert peut être en fonction et la durée durant laquelle il doit être éteint, notamment par besoin de refroidissement (du cylindre et/ou des alimentations électriques). Ici, ce facteur de charge est de 100%, ce qui signifie que le dimensionnement électrique et thermique du système a été réalisé de manière à ce qu'il ne soit jamais nécessaire de l'éteindre.

Le diamètre interne de l'insert est de 25 cm. Celui-ci peut donc accueillir des animaux depuis les souris jusqu'à de gros lapins, ces derniers représentant le meilleur compromis entre la taille de l'animal et l'espace disponible. En effet, plus l'animal est gros, plus ses vaisseaux sanguins ont un diamètre important : un lapin possède certaines veines et artères d'un diamètre supérieur au millimètre ce qui est essentiel pour nos expériences de guidage avec un embout de fil-guide de 0.9 mm de diamètre. Le diamètre du cylindre de propulsion est un paramètre clé lors de la conception d'un tel système, la difficulté de réalisation y est en effet directement reliée, c'est pourquoi ce cylindre n'a pas un diamètre supérieur alors que le diamètre du tube de l'IRM est de 60 cm.

Enfin, comme l'IRM, l'insert possède une zone d'homogénéité, c'est à dire une zone où les gradients sont linéaires. Dans le cas de l'imagerie et du *tracking*, une absence de linéarité se traduit par des images déformées comme nous l'avons vu en 2.3.2. Dans le cas du guidage, cela se traduit par une force qui ne serait pas égale suivant l'emplacement du dispositif sur

laquelle elle s'applique : un fil-guide proche de l'isocentre pourrait être soumis à une force plus faible que s'il avait été placé sur un côté. Cela serait un problème important pour prédire le résultat de notre guidage. Cette zone de linéarité parfaite est ici une sphère de 4 cm de rayon autour de l'isocentre. En pratique, la linéarité est suffisante pour nos expériences de guidage dans une sphère d'environ 10 cm de rayon autour de l'isocentre. À l'extérieur de cette zone cependant, le comportement peut être imprévisible : si le gradient est simplement moins intense aux abords de la sphère, il s'inverse si l'on s'en éloigne trop ! Un dispositif mal placé pourrait ainsi être guidé dans une direction contraire à ce qui est souhaité.

### 3.1.2 Système d'alimentation

Les bobines de gradients magnétiques requièrent un courant élevé en peu de temps. Dans un scanner IRM, le matériel nécessaire doit être capable de fournir plusieurs centaines d'am-pères en quelques microsecondes. L'un des atouts concurrentiels des constructeurs d'IRM est leur maîtrise des sources d'alimentation électriques. Dans le cas des séquences d'imagerie ordinaire cependant, le courant n'est appliqué que pendant quelques millisecondes.

Dans le cas de la propulsion, les contraintes de temps de montée sont relâchées mais nous avons besoin d'un temps d'application plus grand (pouvant aller théoriquement jusqu'au facteur de charge de 100% vu plus haut). Le besoin varie selon l'application : un temps de montée de quelques centaines de millisecondes est tolérable dans le cas du guidage de cathéters puisque le principal facteur limitant est l'humain qui contrôle le guidage. Cependant, pour lui laisser le temps de procéder à l'avancée du cathéter, le gradient doit être maintenu pendant plusieurs minutes. À l'inverse, dans le cas d'un guidage de particules, celles-ci sont libres de leurs mouvements et c'est au système de propulsion d'être suffisamment rapide pour que la force magnétique soit pleinement appliquée en temps voulu. Les travaux précédents sur le contrôle de micro-particules par gradients magnétiques concluaient sur la nécessité de temps de montée de l'ordre de 20 ms [38,50]. Dans de tels cas, le gradient est maintenu peu de temps : de l'ordre de 100 ms pour le guidage de particules au travers de plusieurs bifurcations dans un lapin [50].

Les deux usages correspondent aux deux grands types de systèmes d'alimentations existantes : les alimentations AC (*Alternating Current*) permettent de passer très rapidement d'une valeur à une autre mais sans pouvoir fournir une même intensité longtemps ; les alimentations DC (*Direct Current*) pouvant soutenir un courant indéfiniment, mais ayant un temps de montée élevé. Le cas idéal réunissant le meilleur des deux mondes pour notre usage n'existe pas sur le marché à notre connaissance [50].

Le cahier des charges établi par le laboratoire de Nanorobotique et la société RRI demande



Figure 3.2. Alimentation électrique Powerten P66 utilisées pour les bobines de gradients magnétiques (source : [programmablepower.com](http://programmablepower.com))

un **temps de montée de 20 ms**. Nous étudions ce temps de montée expérimentalement en 3.2.1. Les alimentations choisies par le constructeur RRI sont présentées sur la figure 3.2. Il s'agit d'alimentations 50 V / 400 A de type DC de la société Ametek (*PowerTen* P66, Ametek, CA, USA). Chaque axe de la bobine de gradient magnétique est relié à une de ces alimentations qui sont contrôlées indépendamment.

## Pont en H

Les alimentations électriques sont unipolaires : elles ne peuvent fournir de l'électricité que dans un seul sens. Or, nous avons besoin de créer des gradients dans les deux directions pour chaque axe, ce qui suppose un courant pouvant prendre des valeurs positives *et* négatives. Pour répondre à ce besoin, un circuit en « pont en H » (*H-bridge*) aux bornes de chaque source permet d'en inverser le courant.

### 3.1.3 Contrôleur bas-niveau

Le système de propulsion est livré avec un contrôleur bas-niveau sous la forme d'une unité 1U placé dans le même cabinet que les alimentations.

Le contrôleur est conçu pour piloter de manière indépendante chacun des trois canaux. Il reçoit ses instructions par une communication RS-232. Un circuit « *master* » répartit les commandes à destination d'un axe donné, et traite les commandes concernant le système dans son ensemble (ex : ouverture du contacteur principal). Chaque canal a pour responsabilité de régler l'ampérage de l'alimentation sur l'axe spécifié ; si celui-ci est une valeur négative, le courant est inversé par le pont en H pour obtenir la polarité voulue.

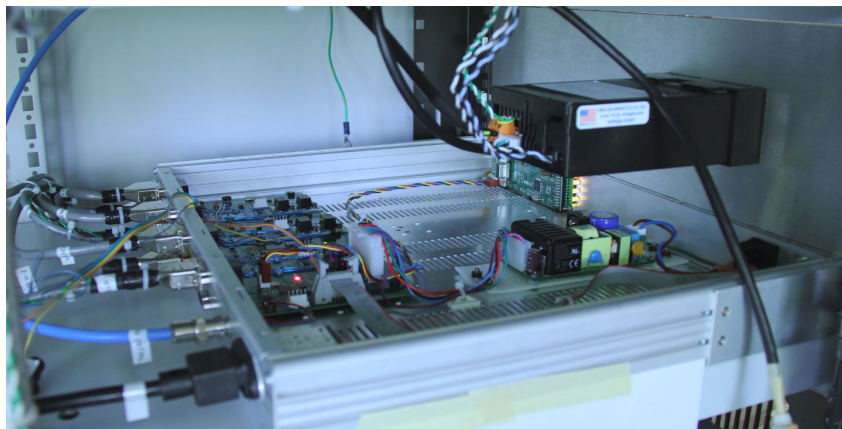


Figure 3.3. Contrôleur bas niveau du système de propulsion

### 3.1.3.1 Architecture

La figure 3.4 est une représentation de l'architecture du contrôleur bas-niveau. On y trouve principalement quatre microcontrôleurs PIC18 cadencés à 40 MHz : un pour le *master* qui est connecté à une puce pour la communication RS232 (MAX232) avec notre serveur, et trois pour les canaux X, Y et Z. Les schémas des trois canaux sont identiques, les microcontrôleurs sont reliés aux entrées des alimentations électriques pour le contrôle du courant (via des convertisseurs numérique  $\rightarrow$  analogique : DAC) ainsi qu'au pont en H pour la commande de la polarité du courant, et de sa désactivation. Bien que le contrôleur bas-niveau possède la capacité de contrôler les alimentations en voltage, nous n'utilisons que les commande en ampérage du courant car c'est à cette grandeur qu'est reliée l'intensité des gradients. La tension a quant à elle une influence sur le temps de montée des gradients.

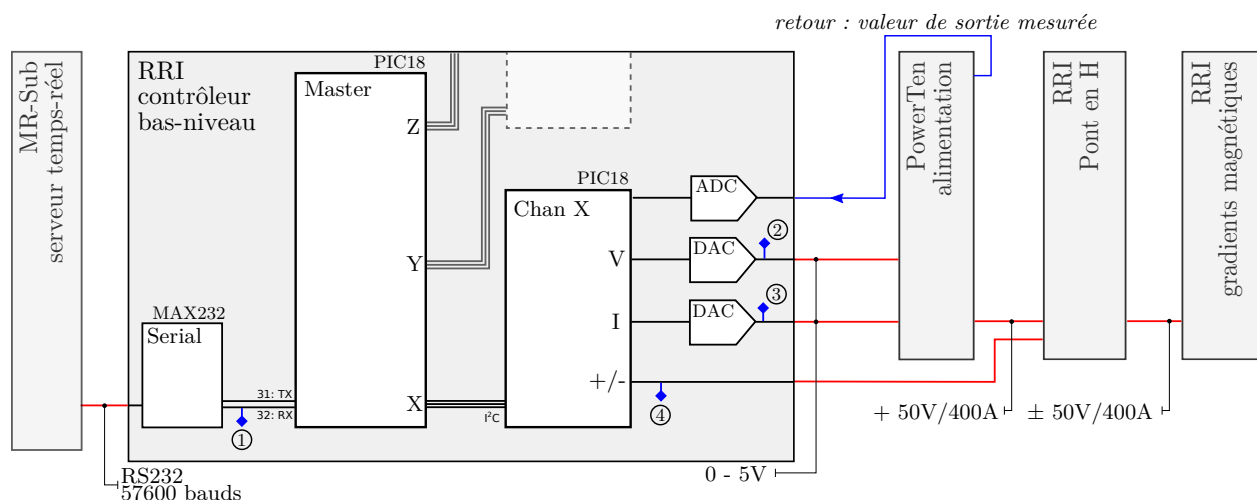


Figure 3.4. Architecture simplifiée du contrôleur bas niveau.



Plusieurs points de mesures sont disponibles sur le PCB du contrôleur, représentés en bleu sur la figure 3.4 :

- ① Sortie du circuit de traitement RS232 (sens RX : commandes venant du serveur) ;
- ② Commande en voltage du canal X ;
- ③ Commande en ampérage du canal X ;
- ④ Commande ON/OFF du Pont en H.

Ils nous permettent de réaliser des mesures des délais internes au contrôleur.

### 3.1.3.2 Commandes

Nous communiquons avec ce contrôleur par l’interface série mise à notre disposition à la vitesse de 57 600 Baud. Celle-ci offre les commandes présentées dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2. Commandes disponibles pour le pilotage du contrôleur bas niveau

Commande	Signification
<b>spe</b>	Allumage des alimentations
<b>spd</b>	Extinction des alimentations
<b>sti</b> <b>stx/y/z/m</b>	Ré-initialisation
<b>soi</b> <b>sox/y/z</b>	Place le canal <i>i</i> en arrêt d’urgence (nécessite un <i>reset</i> ensuite)
<b>ss</b>	Règle le temps de montée (peu d’effet)
<b>sri</b> <b>srx/y/z</b>	Place le canal <i>i</i> en mode “RUN”
<b>si</b> <b>six/y/z</b>	Place le canal <i>i</i> en mode “IDLE”
<b>sci</b> <b>sctx/y/z val</b>	Appliquer le courant <i>val</i> sur le canal <i>i</i> $val \in [-65553; 65553] \Rightarrow [-400A; 400A]$
<b>sa</b> <b>sa val<sub>X</sub> val<sub>Y</sub> val<sub>Z</sub></b>	Appliquer le courant sur tous les canaux $val \in [-65553; 65553] \Rightarrow [-400A; 400A]$
<b>gci</b> <b>gctx/y/z</b>	Obtient les informations complètes sur le canal <i>i</i>
<b>ga</b>	Obtient les courants <i>demandés</i> sur les trois canaux
<b>gs</b>	Obtient les informations sur le système (status, erreurs, slope)
<b>gv</b>	Obtient les informations sur le firmware

Il est à noter que le contenu des réponses est *extrêmement* verbeux. Ainsi lors de l’interrogation de l’état de l’axe X par la commande **gctx**, la réponse est :

```
1 gctx\r\n\rChannel_X\rstatus\rFault:\rNo\rCurrent\routput:-0.0\r\n\rVoltage\routput:-0.0\rV\rHeatsink\rtemp:22\rC\r\n\rState:\rIdle\r\n\rP10\rstatus:\rOK\r\n.
```

Il apparaît donc que les commandes ont été conçues pour une interaction avec un humain interrogeant le contrôleur avec un terminal et non pour une interaction avec un programme informatique (les multiples `\r` et `\n` indiquant une mise en forme du contenu sur la console cliente). En conséquence, l'analyse automatique des messages est rendue (inutilement) complexe et la transmission de tant de caractères sur une connexion à la bande passante aussi limitée l'occupe sans nécessité.

De plus, le point à la fin du message est censé être un marqueur signifiant que le message est fini. Or, puisque des points sont également présent dans les valeurs numériques (ex : `+0.0 V`) nous ne pouvons nous fier à ce seul élément pour l'analyse du message, nous devons regarder les deux caractères de la séquence « `\n.` ».

**Données supplémentaires** En analysant les messages échangés, il est apparu que la quantité de données envoyées par le contrôleur était toujours supérieure de 34 octets à la taille du message réel (135 caractères dans l'exemple précédent, en incluant le caractère de fin de chaîne `\0`). En forçant l'affichage de ces données supplémentaires, il est apparu qu'après chaque message « légitime » est concaténé un message d'erreur « désactivé » par un `\0`. Le seul type de message qui ne contient pas cet ajout est lorsque qu'une erreur se produit bel et bien. Par exemple, la réponse à la commande `gcx` de l'exemple précédent est en réalité :

```
1 gcx\r\n\rChannel_X_status\n\rFault:_No\n\rCurrent_output:_-0.0A\n\rVoltage_output:_-0.0V\n\rHeatsink_temp:_22C\n\rState:_Idle\n\rP10_status:_OK\r\n.\0Error_0x01_-incorrect_command\r\n.\0
```

## 3.2 Caractérisation

Les performances de notre plateforme de navigation sont étroitement liées aux caractéristiques du système de propulsion. Il est nécessaire de connaître les différents temps impliqués dans la génération du gradient magnétique pour évaluer les capacités à guider les différents types de dispositifs.

### 3.2.1 Temps de montée

Le temps de montée (*rise time*) est une caractéristique essentielle du système de propulsion car elle indique à quelle fréquence nous pourrions changer la valeur de nos gradients. C'est le critère le plus important dans l'évaluation de la fréquence de contrôle maximale du dispositif. Le temps de montée minimal indiqué par le cahier des charge est de 20 ms. Nous souhaitons vérifier cette donnée pour différentes variations de gradients magnétiques.

### 3.2.1.1 Procédure expérimentale

Les tests de temps de montée sont effectués avec une sonde de courant à effet Hall LEM PR-430 (*Fluke Corp.*, WA, USA). Les sondes à effet Hall mesurent l'intensité d'un courant grâce au champ magnétique produit par son passage dans un câble. Nous la plaçons à la sortie du pont en H de l'axe X afin de mesurer exactement le courant fourni aux bobines. On rappelle que le gradient magnétique produit est directement proportionnel au courant qui traverse les bobines.

Nous envoyons manuellement des commandes d'application de courant pour mesurer son temps d'établissement dans plusieurs cas de départ (courant absent, courant positif, courant négatif) et plusieurs cas d'arrivée (courant maximal, courant intermédiaire, courant dans une polarité inverse). Cette expérience a été réalisée à deux reprises : suite au résultats d'une première série de mesure, la société RRI a modifié le contrôleur bas niveau pour améliorer les performances, après quoi nous avons effectué une seconde série de mesures. Nous présentons donc les résultats en deux parties correspondant aux deux configurations du contrôleur.

### 3.2.1.2 Résultats en configuration originale

Le tableau 3.3 présente le résultat de ces mesures sur l'axe X. Les mesures effectuées sur les axes Y et Z ne sont pas représentés mais présentent des résultats similaires. On constate que les temps d'établissement sont tous très élevés et qu'aucun ne s'approche des 20 ms préconisées. Ainsi, 1200 ms sont nécessaire pour atteindre 350 A à partir de 0 A, ce qui est un exemple représentatif de l'utilisation que nous faisons du système.

Tableau 3.3. Temps d'établissement du courant dans les bobines de gradients magnétique. Configuration originale.

Courant de départ (A)	Courant d'arrivée (A)	Temps total (ms)
0	60	300
0	300	850
0	350	1200
60	350	1200
350	60	1200
-120	120	1200
120	-120	1200
350	0	100

Le temps de descente (*down time*) de 100 ms lors du passage de 350 A à 0 A est un cas particulier puisque l'alimentation est simplement coupée, l'énergie se dissipant par effet Joule

dans les bobines : il n'y a pas de contrôle de la descente comme dans le passage de 350 A à 60 A, cas pour lequel on retrouve un temps d'établissement de 1200 ms.

### 3.2.1.3 Résultats avec ajout d'une fonction « pente »

Suite à ces résultats, la société RRI a procédé une correction sur le contrôleur visant à réduire les temps de montée. Puisque la véritable cause du long temps d'établissement réside dans l'inductance des bobines de gradients et les capacités des alimentations électriques, une solution logicielle s'apparente à une « astuce » visant à profiter de la relation entre la tension et le temps de montée : plus la tension est élevée, plus le courant s'établit rapidement.

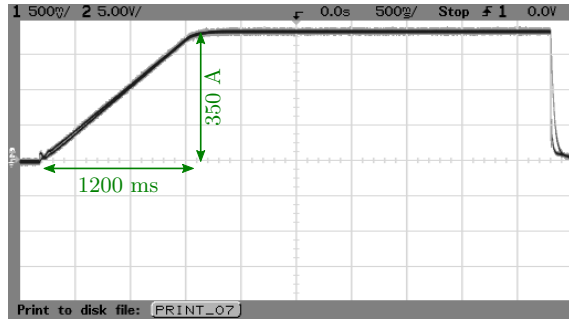
L'astuce consiste donc à piloter les alimentations en tension en demandant le maximum de la tension atteignable (50 V) dans un premier temps pour avoir une montée très rapide du gradient (*overshoot*), puis à descendre cette tension pour que l'intensité de courant désirée soit atteinte.

Les résultats présentés par le tableau 3.4 montrent que le temps de montée a été réduit de 75% et qu'il devient presque constant : les valeurs sont situées entre 250 ms et 300 ms pour l'établissement de courant à partir de 0 A. Le temps de descente est lui inchangé puisque l'on mesure ici 80 ms. La lecture du temps d'établissement final est difficile car l'évolution du courant au delà d'environ 70% de la valeur cible forme une asymptote : c'est pourquoi nous présentons ces mesures comme des valeurs approchées et que nous ajoutons une mesure à 70% du courant voulu.

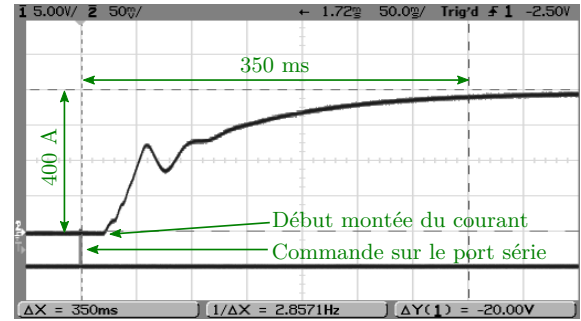
Tableau 3.4. Temps d'établissement du courant dans les bobines de gradients magnétique. Seconde configuration

Courant de départ (A)	Courant d'arrivée (A)	Temps à 70% (ms)	Temps total (ms)
0	60	70	≈250
0	120	80	≈380
0	300	80	≈300
0	400	80	≈300
400	0		≈80

L'inconvénient de la technique utilisée est que la montée n'est plus régulière : si l'on peut effectivement atteindre rapidement 70% du courant souhaité, l'établissement du courant final reste limité par les propriétés de la bobine et de l'alimentation. La figure 3.5 présente des captures d'oscilloscope effectuées lors des mesures de temps de montées : on constate que si l'évolution était linéaire dans la configuration originale (fig. 3.5(a)), ce n'est plus le cas ensuite (fig. 3.5(b)).



(a) Montée de 0 A à 350 A en configuration originale



(b) Montée de 0 A à 400 A avec *overshoot*

Figure 3.5. Allure de l'établissement du courant selon les deux versions du contrôleur.

Malgré l'astuce utilisée, les temps de montée restent très supérieurs aux valeurs requises : ils sont 15 fois plus élevés que les indications du cahier des charges.

### 3.2.1.4 Conclusion

À la suite de ces mesures, nous pouvons tirer les conclusions suivantes :

- Le temps qui a pu être atteint au cours des expériences est d'environ 300 ms pour presque 100% de la puissance disponible et environ 80 ms pour 70% de cette puissance. Au regard de ces mesures, le cahier des charges initial n'est pas respecté.
- Au regard des études précédentes, ce temps de montée est **incompatible** avec des expériences de guidage de particules contrôlées en boucle fermée ;
- En revanche, un temps de montée élevé ne fait cependant pas obstacle au guidage de fil-guide ou de cathéter puisque c'est un humain qui manœuvre le dispositif.

### 3.2.2 Délais de traitement

Au cours du test précédent, nous avons également pu mettre en avant un délai non négligeable entre l'envoi de la commande d'application d'un courant et l'instant où celui-ci commence réellement à évoluer. En effet, on peut remarquer sur la figure 3.5(b) la représentation de la connexion RS232 avec la console client., on peut constater sur cette figure un évènement correspondant à l'envoi d'une commande vers le contrôleur bas niveau. Il se produit alors un délai non négligeable avant que le courant ne commence à augmenter. Suite à ce constat, nous avons souhaité identifier plus précisément l'origine de ce temps.

### 3.2.2.1 Temps de traitement par le micro-contrôleur PIC18

Le temps mesuré ici correspond au temps total de traitement par le micro-contrôleur *master* et du micro-contrôleur de l'axe X.

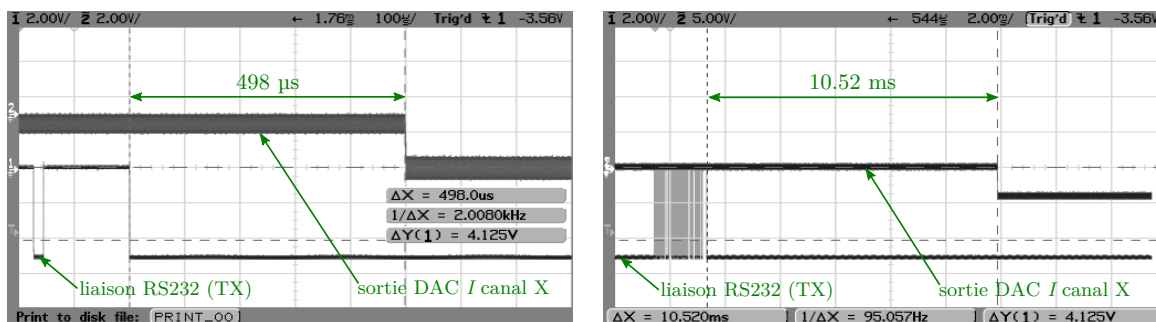
#### 3.2.2.1.1 Procédure expérimentale

Nous mesurons le temps de traitement des commandes en connectant la première entrée d'un oscilloscope à la sortie du convertisseur RS232 (point numéroté ① sur la figure 3.4) et la seconde entrée à la sortie du micro-contrôleur du canal X sur la commande en ampères (point numéroté ③). Des commandes d'établissement de courant sont envoyées manuellement et l'oscilloscope déclenche la mesure dès qu'une commande est détectée sur le lien RS232.

#### 3.2.2.1.2 Résultats

Les mesures effectuées montrent que le temps de traitement normal pour toutes les commandes est d'environ 500  $\mu$ s (figure 3.6(b)).

Cependant un comportement inattendu amène ce temps à 10 ms dans le cas particulier d'un passage de 0 A vers une valeur positive (figure 3.6(a)). Ce délai ne se produit dans aucun autre cas de figure, que ce soit d'une valeur positive vers une autre valeur positive, de zéro vers une valeur négative et même d'une valeur négative vers une valeur positive (avec donc franchissement de zéro).



(a) Passage de 60 A à 400 A : 498  $\mu$ s

(b) Passage de 0 A à 400 A : 10.52ms

Figure 3.6. Mesures du délai de traitement dans le micro-contrôleur

#### 3.2.2.1.3 Conclusion

Le temps de traitement des commandes de 500  $\mu$ s est acceptable et conforme avec les valeurs communiquées par la société RRI. En revanche, le délai de 10 ms constaté dans le cas d'un courant allant d'une valeur nulle vers une valeur positive est problématique pour deux raisons : il est très élevé, et il crée un « cas particulier » à prendre en compte dans la plateforme. Des tests effectués par le constructeur du contrôleur en plaçant des signaux dans

le code semblent indiquer que la fonction `atoi()` (de la librairie standard de l'environnement MPLAB) soit la méthode fautive, la cause exacte n'a pas été identifiée et le bug est toujours présent.

### 3.2.2.2 Délai dans l'alimentation électrique P66

Nous mesurons dans ce test le temps écoulé entre le moment où la commande d'établissement de courant sort du contrôleur et le moment où le courant commence effectivement à évoluer dans la bobine.

#### 3.2.2.2.1 Procédure expérimentale

Nous effectuons les mesures avec un oscilloscope dont nous branchons la première entrée à la sortie du micro-contrôleur X en ampères (point ③ sur la figure 3.4). La seconde entrée est reliée à une sonde ampéremétrique à effet Hall (*Fluke i1010*, WA, USA). Des commandes d'établissement de courant sont envoyées manuellement. Le temps est mesuré entre l'instant précis où un changement est détecté au branchement ③ et l'instant où l'on perçoit le début de la montée du courant : le temps de montée en lui même est exclu de cette mesure.

#### 3.2.2.2.2 Résultats

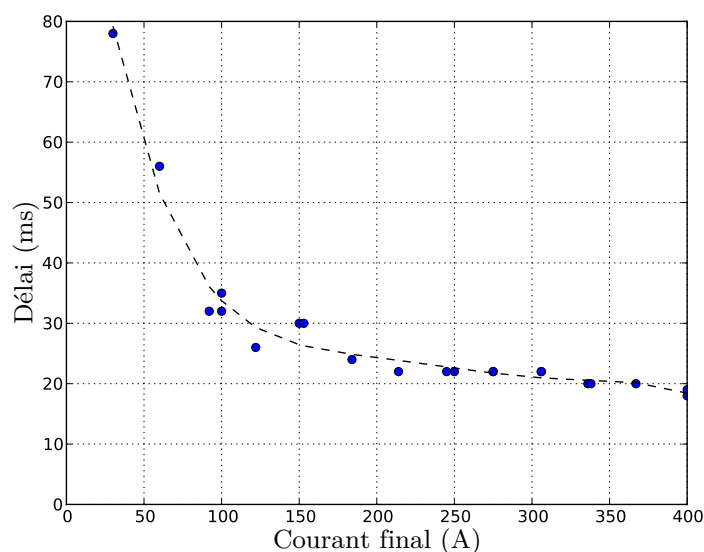


Figure 3.7. Délai avant évolution du courant dans l'alimentation électrique selon le courant final demandé

Les mesures réalisées sur les alimentations électriques indiquent qu'elles nécessitent un délai non négligeable avant que le courant n'évolue à partir de 0 A. Ce délai décroît quand le

courant demandé augmente, il est d'environ 22 ms à partir d'un courant final de 200 A (voir figure 3.7).

### 3.2.2.2.3 Conclusion

L'origine de ce temps n'est pas connue (il peut s'agir d'un temps de chargement de condensateurs) et nous n'avons pas d'influence dessus : il est cependant très faible lorsqu'un courant est déjà présent (le passage de 100 A à 400 implique un délai de 5 ms) et ne se produit pas dans le sens inverse (passage d'un courant positif vers 0 A). Il s'agit d'un nouveau délai à prendre en compte dans l'évaluation des capacités de guidage de la plateforme.

## 3.2.3 Communication & taux de rejet des commandes

Le dernier point que nous souhaitons étudier dans ce chapitre concerne les commandes rejetées par le contrôleur. Nous avons déjà présenté le mode d'interfaçage entre nous et le système de propulsion : nous communiquons via un lien série grâce aux commandes présentées par le tableau 3.2. Or, le contrôleur bas niveau présente un taux de rejet des commandes (pourtant bien valides) qui semble particulièrement élevé. Nous avons souhaité quantifier ce taux et en comprendre l'origine.

### 3.2.3.1 Procédure expérimentale

Une boucle envoie à intervalles réguliers les commandes suivantes : **g<sub>cx</sub>**, **g<sub>cy</sub>**, **g<sub>cz</sub>** et **g<sub>s</sub>**. Ces commandes ont pour but d'obtenir des renseignements sur respectivement les axes X, Y, Z et le H-bridge. Elles ont la particularité de n'être que des commandes de « lecture », elles sont pourtant représentatives de l'utilisation standard du système de propulsion au cours du guidage de fil-guide.

*Note* : Les commandes **g<sub>cx</sub>**, **g<sub>cy</sub>**, **g<sub>cz</sub>** et **g<sub>s</sub>** constituent la vaste majorité des commandes envoyées durant une expérience de guidage de cathéter. En effet, nous n'effectuons que ponctuellement des changements du courant appliqué aux bobines de gradients magnétiques ; durant le temps restant, nous faisons du *polling* c'est-à-dire que nous surveillons l'état du système en faisant boucler ces demandes :  $\lceil \mathbf{g_s} \rightarrow \mathbf{g_{cx}} \rightarrow \mathbf{g_{cy}} \rightarrow \mathbf{g_{cz}} \rceil$ . Lors de l'expérience *in-vivo* décrite dans le chapitre 5, elles ont ainsi représenté 87% des 230 422 commandes envoyées (97% hors traitement des erreurs).

Nous faisons varier l'intervalle entre chaque commandes envoyées de façon à obtenir une fréquence de communication variant entre 4 Hz et 40 Hz. Pour chaque fréquence testée, les commandes sont envoyées en continu pendant exactement 10 minutes. Le test est réalisé



avec la version temps-réel du serveur présenté en 4.3 pour garantir la précision d'envoi des commandes.

Une commande est considérée comme *rejetée* si elle remplit l'une des conditions suivantes :

- la réponse ne commence pas par le mnémonique de la demande ;
- la chaîne « **Err** » est détectée dans la réponse ;
- la réponse ne se termine pas par la séquence « **\n.** ».

### 3.2.3.2 Résultats

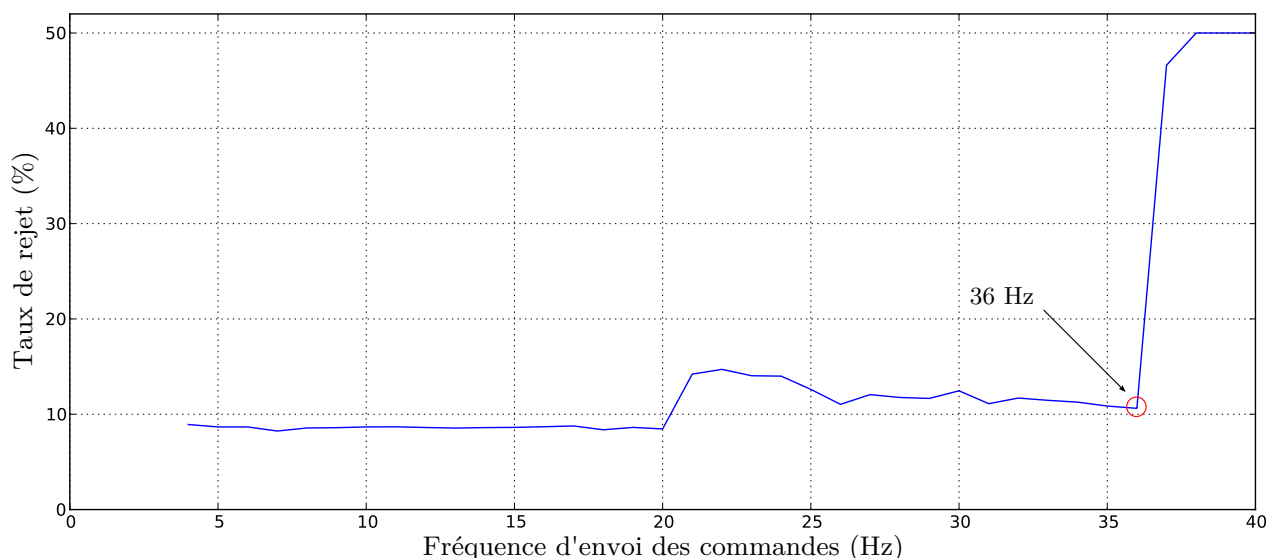


Figure 3.8. Évolution du taux de rejet des commandes en fonction de la fréquence d'envoi dans l'intervalle [4 Hz, 40 Hz]

La figure 3.8 présente les taux de rejet des commandes constatés lorsque l'on fait varier la fréquence d'envoi des commandes. On remarque que le taux de rejet est stable aux environs de 8.50% jusqu'à la fréquence de 20 Hz. Il augmente ensuite brusquement pour atteindre près de 15% avant de redescendre graduellement jusqu'à presque 10% à la fréquence « seuil » de 36 Hz. À partir de 36 Hz, le taux de rejet s'établit à 50% et le contrôleur n'est plus utilisable : cette fréquence de 36 Hz est donc la fréquence maximale avec laquelle nous pouvons envisager de communiquer avec le contrôleur.

### 3.2.3.3 Discussion

Cette limite à 36 Hz n'est pas un obstacle majeur dans la mesure où les temps de montée et les délais vus plus haut ne nous permettent pas de réaliser un contrôle à haute fréquence

d'un dispositif magnétique. Puisque ce type d'expérience n'est pas envisageable, nous pouvons malgré tout envisager de rafraîchir nos informations sur le courant appliqué à haute fréquence : pour l'affichage de telles informations à un humain, une fréquence maximale de 36 Hz est plus que suffisante. Le taux de rejet pour des fréquences inférieures à 36 Hz reste malgré tout élevé, il ne nous a pas été possible d'en déterminer la cause. Nous pouvons cependant émettre l'hypothèse qu'il est lié à la complexité des messages échangés.

Précisons également que lorsqu'une commande est rejetée, si nous tentons de ré-appliquer immédiatement la commande, celle-ci sera également rejetée. Pour faire revenir le contrôleur dans son état normal, il est nécessaire d'envoyer une commande vide (`\r`). Cela permet au contrôleur de purger ses tampons et de pouvoir accepter à nouveau des commandes. Pour cette raison, nous opérons comme suit : dès que nous détectons une erreur dans le message retourné, nous envoyons une commande vide jusqu'à ce que l'on reçoive également une réponse vide, signe que le contrôleur est prêt (dans la quasi totalité des cas, un seul envoi vide suffit). Ainsi, une erreur correspond à deux trains de commandes :

1  $\rightarrow$  Commande qui sera rejetée

1  $\leftarrow$  Message de rejet

2  $\rightarrow$  Commande vide (`\r`)

2  $\leftarrow$  Réponse vide (`\r\n`.)

Suite à cette expérience, nous réglons la fréquence de communication avec le système de propulsion à 35 Hz lors des expériences *in-vitro* et *in-vivo*. Il s'agit de la valeur immédiatement inférieure à la limite détectée afin de conserver une marge d'erreur.

### 3.2.4 Délais de communication

Le test précédent nous montre que le contrôleur n'est plus utilisable à partir de 36 Hz. Notre hypothèse est que la taille des réponses peut être la cause de cette limite : puisqu'il y a beaucoup de caractères à transmettre, le canal de transmission est occupé pendant un temps non négligeable. En utilisant une fréquence de communication trop élevée, nous pouvons aboutir à une collision des messages.

C'est ce que nous souhaitons tester dans cette expérience en mesurant précisément les temps mis en jeu dans la communication série.

#### 3.2.4.1 Procédure expérimentale

Nous connectons un oscilloscope sur les deux liens de la connexion série : nous surveillons donc en même temps les commandes envoyées par le serveur (TX) et les réponses du contrôleur bas-niveau (RX).

La capture par l'oscilloscope (*trigger*) se déclenche à chaque commande en provenance du serveur et nous mesurons les temps associés à l'échange :

- Longueur (en ms) de la commande ;
- Longueur (en ms) de la réponse ;
- Délai entre la commande et sa réponse ;
- Temps total pris par l'échange.

Ces mesures ont été effectuées sur les commandes les plus couramment utilisées : **gs**, **gcx**, **\r**, **scx**, (*vide*)... ainsi que le message **abc** destiné à provoquer une erreur puisqu'il n'a pas de signification. La communication sur le port série avec le contrôleur se fait à la vitesse de 57 600 Baud en configuration 8-N-1, la vitesse de transmission théorique est de : 173.6  $\mu$ s / caractère

### 3.2.4.2 Résultats

Le tableau 3.5 présente le résultat des mesures de temps de transmission. Nous indiquons la commande envoyée, sa taille en caractères (comprenant les caractères supplémentaires présentés à la section 3.1.3.2), les temps théoriques et mesurés de la transmission et le temps mesuré entre le début de la commande et le début de sa réponse.

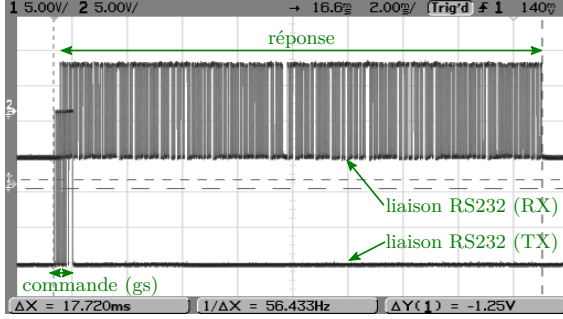
Tableau 3.5. Mesures des temps de transmission sur la liaison RS232 avec le micro-contrôleur

Commande	Taille réponse (caractères)	Temps commande (ms)		Temps réponse (ms)		Délai (ms)
		Théorique	Mesuré	Théorique	Mesuré	
<b>gs</b>	92	0.53	0.70	15.97	17.60	0.2
<b>gcx</b>	168	0.71	0.87	29.16	33.40	0.2
<b>gcy</b>	168	0.71	0.87	29.16	33.40	0.2
<b>gcz</b>	168	0.71	0.87	29.16	33.40	0.2
<b>gv</b>	86	0.53	0.70	14.93	16.52	0.2
<b>scx 0</b>	43	1.06	1.25	7.46	8.40	0.2
<b>scx -65500</b>	48	1.94	2.12	8.33	9.32	0.2
<i>vide</i> ( <b>\r</b> )	38	0.35	0.37	6.60	7.40	0.2
<i>erreur</i> ( <b>abc</b> )	69	0.71	0.87	11.98	13.02	0.2

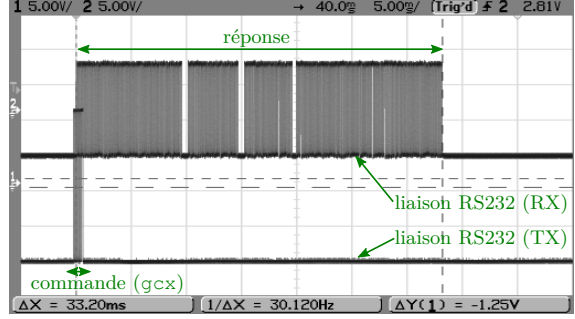
La différence entre le temps de transmission théorique à 57600 Baud et le temps mesuré est compris entre 8% et 12%. Les données mesurées nous permettent de déterminer que la vitesse de transmission réelle est de 196.1  $\mu$ s / caractère. On constate que dans tous les cas, la réponse a été émise 0.2 ms après la réception de la commande. Ceci est permis par le fait que

le contrôleur commence avant tout par ré-émettre la commande qu'il a reçu (voir 3.1.3.2) : il n'a donc pas besoin d'avoir reçu tout le message pour commencer à émettre sa réponse.

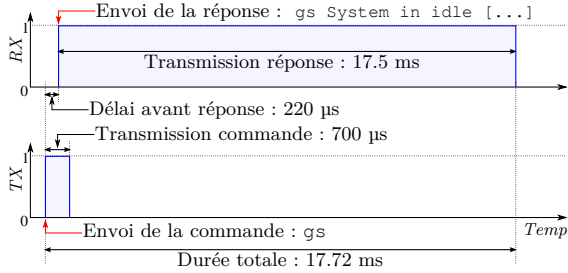
La figure 3.9 présente deux exemples représentatifs des mesures effectuées. Les captures d'oscilloscope pour les commandes **gs** et **gcx** figurent en 3.9(a) et 3.9(b) (*note* : les échelles de temps sont différentes) et leurs interprétations détaillées en 3.9(c) et 3.9.



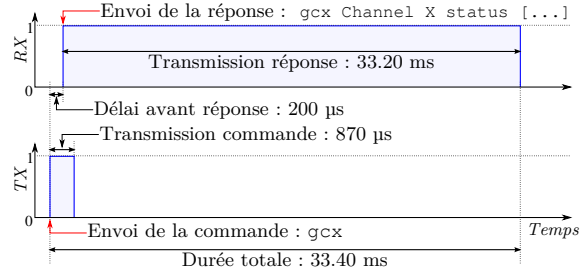
(a) Trames transmises pour la commande **gs**



(b) Trames transmises pour la commande **gcx**



(c) Représentation des temps mesurés pour la commande **gs**



(d) Représentation des temps mesurés pour la commande **gcx**

Figure 3.9. Mesure des temps de transmission sur le port série.

### 3.2.4.3 Analyse & discussion

Si nous faisons l'hypothèse d'un taux d'échec de 10%, alors le temps moyen pris par un échange est de :

$$\begin{aligned}
 t_{\text{moy}} &= 0.9 \left( \frac{t_{\text{gs}} + t_{\text{gcx}} + t_{\text{gcy}} + t_{\text{gcz}}}{4} \right) + 0.1 \left( \frac{t_{\text{erreur}} + t_{\text{vide}}}{2} \right) \\
 &= 0.9 \left( \frac{17.6 + 33.4 \times 3}{4} \right) + 0.1 \left( \frac{13.0 + 7.4}{2} \right) \\
 &= 0.9 \times 29.45 + 0.1 \times 10.20 \\
 t_{\text{moy}} &= 27.53 \text{ ms.}
 \end{aligned}$$

Ce temps est incompressible pour une vitesse de transmission donnée (57600 Baud), on peut dès lors calculer la fréquence maximale atteignable sans collision des messages :

$$f_{max} = \frac{1}{t_{moy}} = 36.60 \text{ Hz.}$$

Dans le cas d'un envoi de commandes en boucle `gs → gcx → gcy → gcx` (qui représentent l'essentiel des commandes envoyées en utilisation normale), on obtient donc une fréquence d'envoi théorique ne pouvant pas dépasser 36.6 Hz sous peine de collision des messages. Ce résultat est en parfait accord avec les essais réalisés en 3.2.3. Il vient nous conforter dans l'hypothèse que la taille des messages est un obstacle à une haute fréquence de contrôle.

Nous pouvons extrapoler ce résultat en calculant la fréquence qu'il serait possible d'atteindre en modifiant les réponses pour que seules les valeurs chiffrées soit échangées (et les valeurs « texte » converties en énumérations). Ainsi l'interrogation de l'axe X ne serait plus

```
1 > gcx
2 < gcx\r\n\rChannel X status\r\n\rFault: No\r\n\rCurrent output: -0.0 A\r\n\rVoltage output: -0.0 V\r\n\rHeatsink temp: 22 C\r\n\rState: Idle\r\n\rP10 status: OK\r\n.\0Error 0x01 - incorrect command\r\n.\0
```

mais

```
1 > gcx
2 < gcx 0 0.0 0.0 21 0 0\0
```

L'interrogation du système (commande `gs`) ne serait plus

```
1 > gs
2 < gs\r\n\rSystem in idle - AC OFF, Interlocks OK, Slope: 20 \r\n.\0 Error 0x01 - incorrect command\r\n.\0
```

mais

```
1 > gs
2 < gs 0 0 0 20\0
```

Nous pouvons faire de même pour l'ensemble des commandes pour aboutir à une simplification des commandes. En conservant la vitesse de transmission telle que mesurée (196.1 µs / caractère) ainsi qu'un taux d'erreur de 10%, mais en retirant les 34 caractères superflus décrits en 3.1.3.2, le temps de transmission moyen deviendrait ainsi

$$\begin{aligned}
t_{moy} &= 0.9 \left( \frac{t_{gs} + t_{gcx} + t_{gcy} + t_{gcz}}{4} \right) + 0.1 \left( \frac{t_{erreur} + t_{vide}}{2} \right) \\
&= 0.1961 \times \left[ 0.9 \left( \frac{12 + 21 \times 3}{4} \right) + 0.1 \left( \frac{6 + 1}{2} \right) \right] \\
t_{moy} &= 3.38 \text{ ms.}
\end{aligned}$$

Ce qui nous permet d'espérer une communication pouvant aller jusqu'à la fréquence maximale de  $f_{max} = \frac{1}{t_{moy}} = 296$  Hz sans collision des messages. Il convient encore une fois de mettre en perspective cette fréquence avec les capacités du système électrique : une telle modification ne deviendrait indispensable qu'en cas de mise à l'échelle des alimentations électriques.

### 3.3 Validation *in-vitro* du guidage de fil-guide

Après avoir étudié les différentes caractéristiques du système de propulsion, nous souhaitons valider l'effet réel des gradients magnétiques produits pour le guidage du fil-guide. Les travaux précédents sur le guidage de cathéters et guides prédisent que des gradients de 400 mT/m permettent de manœuvrer un guide muni d'un embout magnétique [37].

L'embout de fil-guide est développé par un autre membre du projet, V. Lalande [13]. Nous réalisons donc ici une expérience commune pour valider le fonctionnement de cet embout *et* du système de propulsion, associés pour le guidage dans un modèle artificiel de vaisseaux sanguins.

#### 3.3.1 Procédure expérimentale

Nous utilisons un guide muni d'une bille d'acier chromé (C/S, *Salem Speciality Ball*, CT, USA) tel que celui présenté sur la figure 3.10. Cette embout est l'élément ferromagnétique sur lequel les gradients magnétiques interviennent pour faire fléchir le guide : le reste du guide est composé d'un alliage qui n'est pas sensible aux gradients magnétiques.

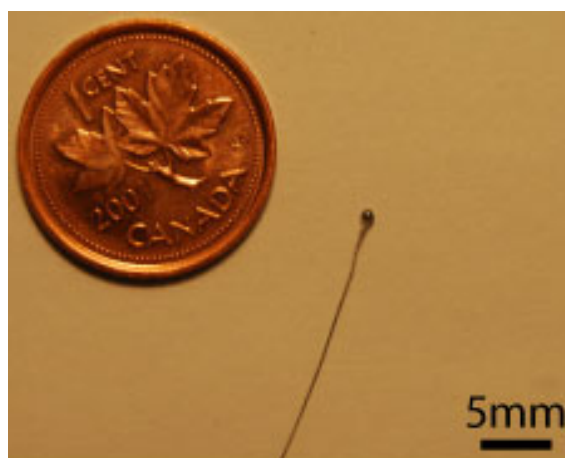
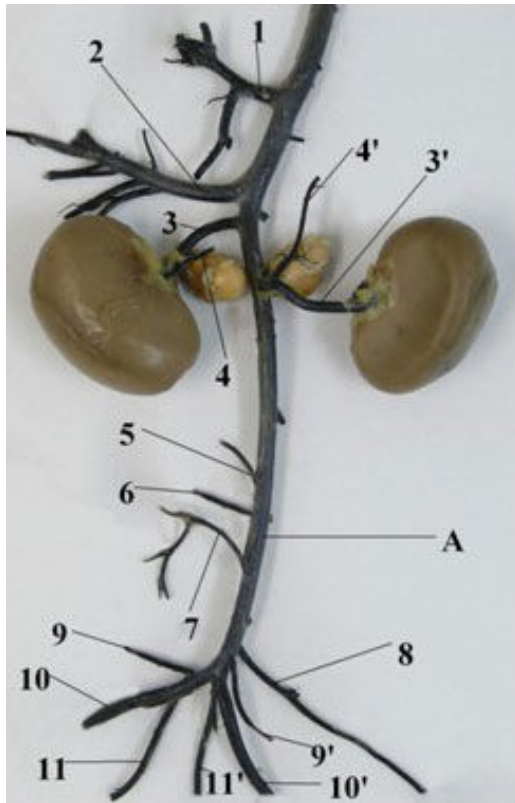
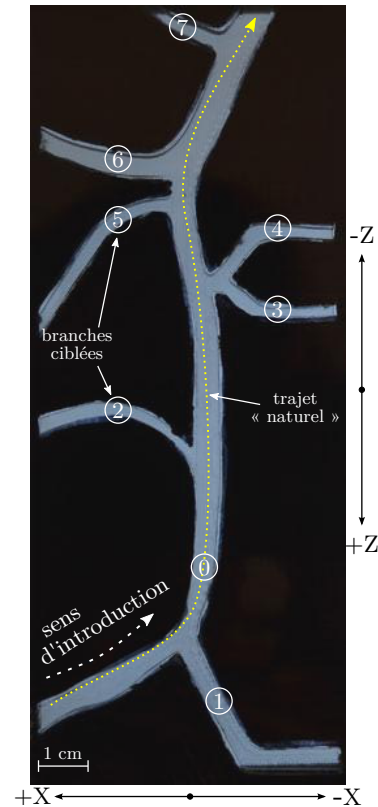


Figure 3.10. Photographie du guide avec son embout magnétique utilisé dans l'expérience

Nous utilisons également un fantôme vasculaire réaliste : il s'agit d'un bloc de polymère (PMMA) dans lequel ont été usinés des chemins de manière à reproduire le système vasculaire d'un lapin pour les essais *in-vitro* : l'image de référence est présentée en figure 3.11(a) et le résultat en figure 3.11(b). Nous n'utilisons pas de localisation par IRM dans cette expérience mais une caméra VGA compatible IRM (*MRC System*, Allemagne). Le fantôme est peint en noir et les « vaisseaux » sont laissés transparents pour obtenir un meilleur contraste.



(a) Photographie de vasculature de lapin utilisée comme référence [51]



(b) Modèle vasculaire artificiel en polymère fabriqué pour les essais *in-vitro* (V. Lalande)

Figure 3.11. Système vasculaire artificiel utilisé pour le guidage de fil-guide. Le guide est inséré au coin bas-gauche de la figure (b) dans le sens indiqué par la flèche, il remonte alors pour se déplacer dans l'aorte, numérotée ⑩ sur la figure (b). Nous appliquons des gradients magnétiques de manière à inciter la tête du guide à entrer dans les autres artères (① à ⑦).

Le guide est inséré par l'ouverture en bas à gauche du modèle comme indiqué sur la figure 3.11(b). Il est ensuite navigué dans l'artère principale représentée par le numéro ⑩ : l'aorte abdominale. Les sept autres numéros correspondent aux vaisseaux dans lesquels nous souhaitons nous rendre.

- ① artère iliaque ;
- ② artère mésentérique inférieure ;
- ③ artère rénale gauche ;
- ④ artère crâniale abdominale ;
- ⑤ artère rénale droite ;
- ⑥ artère mésentérique supérieure ;
- ⑦ tronc coeliaque.



Puisque les artères ① à ⑦ forment un angle avec l'aorte abdominale, le comportement naturel du guide est de se déplacer uniquement le long de cette dernière. Pour entrer dans les intersections, les chirurgiens peuvent « crocheter » le bout de leur guide : en le déformant, ils peuvent aider le passage dans certaines bifurcations. Nous naviguons plusieurs guides : l'un sans « crochet », l'autre avec. Pour chacun, nous faisons des essais *sans* puis *avec* l'aide de gradients magnétiques. Nous comparons alors les intersections qui ont pu être franchies suivant les cas. Lorsqu'un guide muni d'un crochet est guidé avec les gradients magnétiques, il bénéficie alors d'une double aide.

Deux modèles de guides ont été testés, le premier de marque Terumo (Somerset, NJ, USA) avec une bille de 2 mm de diamètre ; le second de marque Balt (*Balt* Hybrid007D, Montmorency, France) avec une bille de 0.9 mm de diamètre. La manipulation du guide est effectuée par V. Lalande pour les essais #1 à #5, puis par Dr. G. Soulez, radiologue vasculaire et interventionnel, pour les essais #6 et #7.

Cette expérience se déroule sur le plan horizontal : nous générons des gradients magnétiques sur les axes X et Z uniquement (voir figure 3.11(b)). Leur amplitude est calculée en fonction de la direction choisie par l'opérateur comme expliqué dans le chapitre 4.

### 3.3.2 Résultats

Les tableaux 3.6(a) et 3.6(b) présentent les résultats des tentatives de franchissement d'intersections, respectivement *sans* et *avec* l'aide de gradients magnétiques pour induire une direction. Les colonnes numérotées correspondent aux artères de la figure 3.11(b).

Le guide de marque Terumo n'a pu être navigué dans aucune des intersections sans gradient magnétique mais en a franchi avec succès quatre sur les six qui ont été tentées avec l'aide d'un gradient magnétique. Le vaisseau ② n'a pu être testé car son diamètre interne est plus petit que le diamètre de la bille de ce guide. Le bénéfice du gradient magnétique dans ce cas est particulièrement marqué.

Le guide Balt a pu entrer dans deux des sept branches naturellement, et six sur sept en créant un crochet à son extrémité. Toutes ont pu être atteintes au moins une fois avec l'aide d'un gradient magnétique.

### 3.3.3 Conclusion et discussion de l'expérience *in-vitro*

L'expérience de guidage *in-vitro* du guide nous montre que l'aide apportée par les gradients magnétiques est bien réelle, et que la création d'un crochet au bout du guide permet d'obtenir également de très bon résultats.

Cependant cette dernière technique présente plusieurs inconvénients. D'une part, le mé-

Tableau 3.6. Résultats des essais de guidage dans les intersections du modèle vasculaire de lapin grâce aux gradients magnétiques du système de propulsion.  
Légende :  $\checkmark$  Intersection franchie avec succès ;  $\square$  Intersection manquée.

(a) Sans gradients magnétiques								
	①	②	③	④	⑤	⑥	⑦	Guide      Commentaire
#1	$\square$		$\square$	$\square$	$\square$	$\square$	$\square$	Terumo
#2	$\checkmark$	$\square$	$\square$	$\checkmark$	$\square$	$\square$	$\square$	Balt
#3	$\checkmark$	$\checkmark$	$\square$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	Balt      Guide avec « crochet »
(b) Avec gradients magnétiques								
	①	②	③	④	⑤	⑥	⑦	Guide      Commentaire
#4	$\checkmark$		$\square$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\square$	Terumo
#5	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	Balt      Guide avec « crochet »
#6	$\square$	$\checkmark$	$\square$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	$\checkmark$	Balt
#7	$\checkmark$		$\square$	$\checkmark$	$\square$			Balt

decin façonne son crochet de manière à passer une bifurcation bien identifiée, le crochet n'est pas nécessairement adapté pour une intersection qui viendrait après : le franchissement de plusieurs intersections successives est donc compromis et l'astuce risque de ne plus fonctionner. D'autre part, il était possible dans notre expérience de visualiser avec précision la géographie de l'intersection pour adapter le crochet puisque nous utilisons une réplique en plastique transparente ! Ce n'est pas le cas dans un cas réel où le médecin doit se fier aux images de fluoroscopie. Enfin, les essais de franchissement avec un crochet sont susceptibles de provoquer des irritations parfois sévères de la paroi des vaisseaux sanguins.

Dans le cas du guidage avec des gradients magnétiques, la force n'est appliquée qu'au moment du franchissement d'une intersection et son orientation peut être modifiée à tout moment pour pouvoir en franchir plusieurs de suite. L'efficacité de l'aide apportée et ce réglage au dernier moment sont susceptibles de réduire les frottements de l'extrémité du guide sur les parois des vaisseaux. De plus, notre guidage se déroulant dans un scanner d'IRM, nous pouvons bénéficier de notre technique de localisation pour connaître l'emplacement du guide. C'est ce que nous testerons dans l'expérience *in-vivo* présentée dans le chapitre 5.

Il résulte de cette expérience que le système de propulsion testé dans ce chapitre a pu efficacement aider à la navigation du fil-guide.

### 3.4 Conclusion sur le système de propulsion

À la suite des tests de caractérisation réalisés dans ce chapitre, nous pouvons dresser un graphique représentant la répartition des différents délais dans l'établissement des courants dans la bobine de gradients magnétiques. Cette analyse est représentée par la figure 3.12.

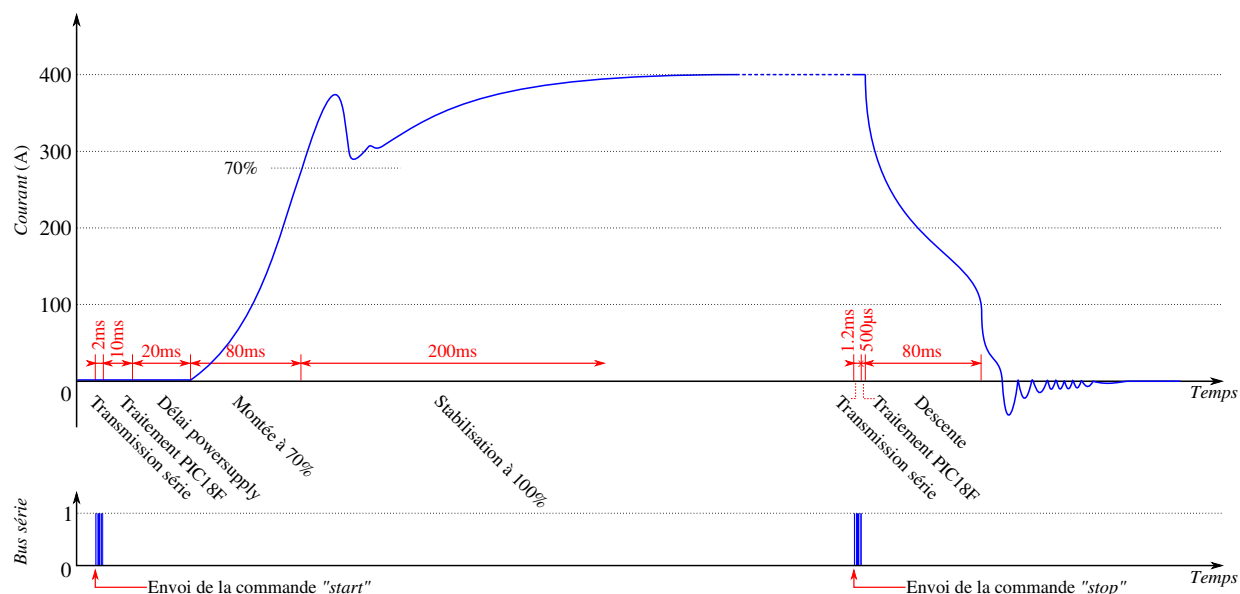


Figure 3.12. Récapitulatif de l'évolution du courant dans le système de propulsion (passage de 0 A à 400 A)

Malgré le temps important de montée en puissance du système, notre projet de guidage de fil-guide n'est pas remis en cause. La force magnétique générée par les bobines de gradients magnétiques ont bien permis de provoquer les déflexions attendues sur le fil-guide et il a pu être navigué *in-vitro* dans un modèle vasculaire artificiel.

## CHAPITRE 4

### SYSTÈME DE CONTRÔLE

Dans une procédure de guidage de cathéter ou de fil guide c'est le chirurgien qui décide de l'orientation à donner à l'embout. Le chirurgien le pousse tout en demandant l'application d'un gradient magnétique dans la direction de son choix.

Nous devons lui présenter deux types d'information (figure 4.1) :

- La position courante du dispositif. Celle-ci est représentée par une sphère superposée à la représentation du réseau vasculaire.
- L'orientation de la force magnétique. Elle est également affichée sur la reconstruction vasculaire par une flèche accolée à la sphère de position.

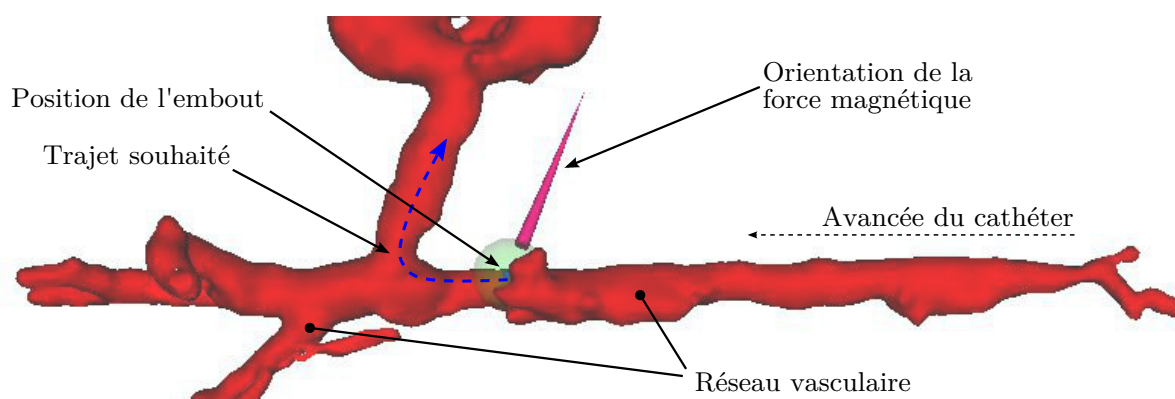


Figure 4.1. Informations présentées au médecin dans 3DSlicer : position courante et orientation de la force magnétique. Le trajet souhaité est ajouté pour illustrer le choix de l'orientation.

Pour aboutir à cette image projetée face au médecin et pour effectivement générer la force dans la direction souhaitée, plusieurs composants présentés par la figure 4.2 entrent en jeu :

- la séquence de localisation implémentée dans l'IRM (chapitre 2) qui envoie directement ses coordonnées au logiciel 3DSlicer ;
- le système de propulsion (chapitre 3) qui génère la force et donne des informations sur les valeurs appliquées ;
- le périphérique d'entrée à la disposition du médecin (par exemple un *joystick*) lui permettant de donner une orientation en 3D ;
- le logiciel client, appelé « télécommande », qui capte les mouvements du *joystick* et présente les détails des informations de propulsion ;

- le serveur de contrôle, qui reçoit les valeurs de force désirées et dialogue avec le système de propulsion pour qu’elles soient appliquées ;
- l’affichage médical final (3DSlicer).

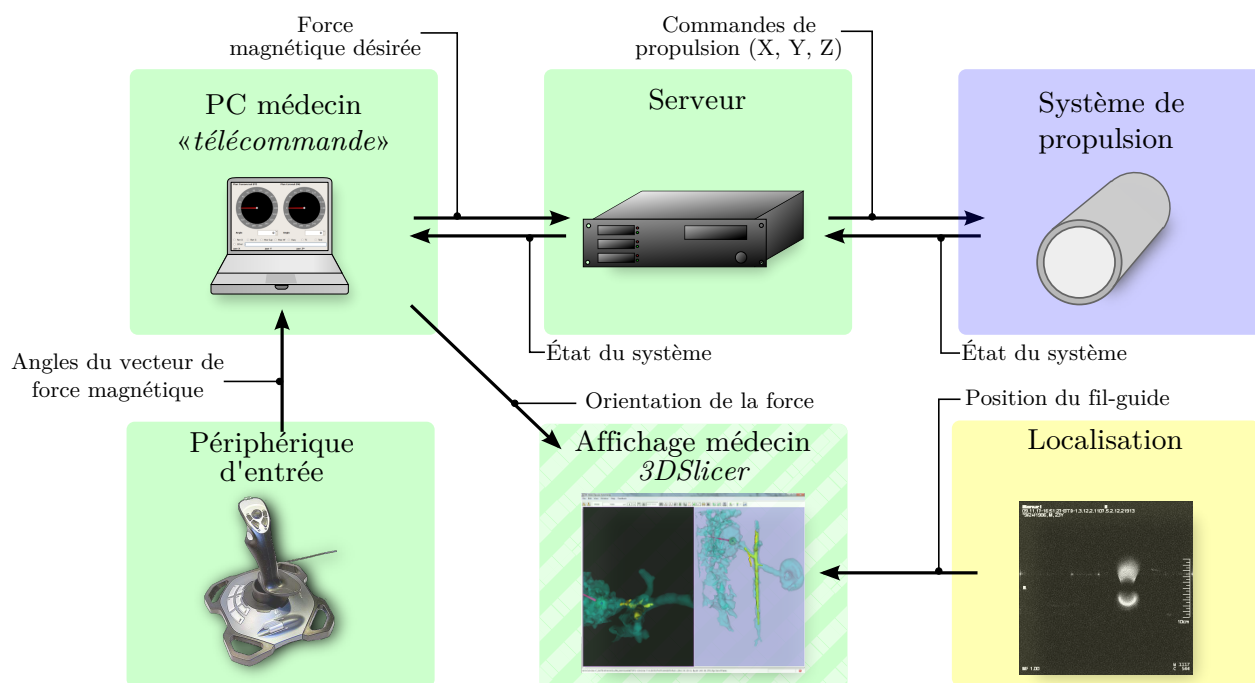


Figure 4.2. Représentation de la structure informatique du projet. Les zones vertes, bleue et jaune indiquent respectivement les parties contrôle, propulsion et localisation. Le cadre hachuré (affichage médecin) fait l’objet du mémoire de B. Conan (voir section 1.1).

Nous avons montré dans les chapitres précédents que nous étions capable de générer le gradient voulu, et que nous pouvions détecter la position de l’embout du fil-guide. Il nous faut à présent unir ces systèmes pour que le médecin puisse en tirer partie, c’est le rôle du système de contrôle. Ce chapitre présente les solutions développées pour répondre à ce besoin : les outils aux mains des utilisateurs, ainsi que le serveur de contrôle dans ses deux versions : un prototype et une version finale temps-réel.

#### 4.1 Télécommande du système de propulsion

Pour interpréter les souhaits du chirurgien et les traduire en une réalité dans le système de propulsion, nous développons ici une interface graphique que nous appelons la « télécommande » qui se distingue de l’affichage « médical » qu’est 3DSlicer sur plusieurs points :

- elle ne présente que les données de propulsion et n'est pas dépendante de la localisation : elle est alors utilisable pour toute expérience impliquant la génération de force magnétique ;
- c'est elle qui capte les mouvements du périphérique d'entrée et les traduit en valeurs de courant sur chacun des axes ;
- elle permet un réglage fin des valeurs de courant et affiche l'état du système de propulsion de manière détaillée ;
- c'est elle qui dialogue avec le serveur de propulsion pour transmettre les valeurs souhaitées.

Cette télécommande est présentée par la figure 4.3. Elle est véritablement l'interface graphique du système de propulsion, elle est destinée en priorité à l'équipe « ingénierie » du projet. Elle offre les possibilités de base suivantes :

- activation/désactivation du système de propulsion ;
- activation/désactivation d'un axe ;
- réglage du gradient pour chacun des axes ;
- envoi de commandes directes (*raw*, selon la liste 3.1.3.2 p.52) ;
- arrêt d'urgence ;
- visualisation des paramètres.

#### 4.1.1 Fenêtre principale

La fenêtre principale a pour but de répondre aux besoins de la majorité des utilisateurs du système de propulsion. On y trouve donc, outre les champs permettant la connexion au serveur, trois sections X, Y et Z permettant à l'utilisateur de contrôler indépendamment chaque axe. Chacune de ces sections comporte un bouton ON/OFF, le statut de l'axe, la valeur du courant (en ampères) actuellement fourni, ainsi qu'un champ d'entrée pour la valeur souhaitée (figure 4.3).

#### 4.1.2 Boussoles

Puisque le système de propulsion possède la capacité de produire un gradient magnétique dans toute direction de l'espace, la génération de celui-ci passe par sa décomposition en gradients magnétiques sur les axes du repère : une force magnétique à 45° sera le résultat de la combinaison des gradients X et Z. Bien entendu, nous ne pouvons demander à l'utilisateur final d'effectuer lui même ces projections et de remplir individuellement les valeurs sur chacun des axes. Nous proposons donc en complément deux fenêtres présentant des « boussoles » de manière à choisir l'orientation du vecteur de force en indiquant un angle de manière graphique

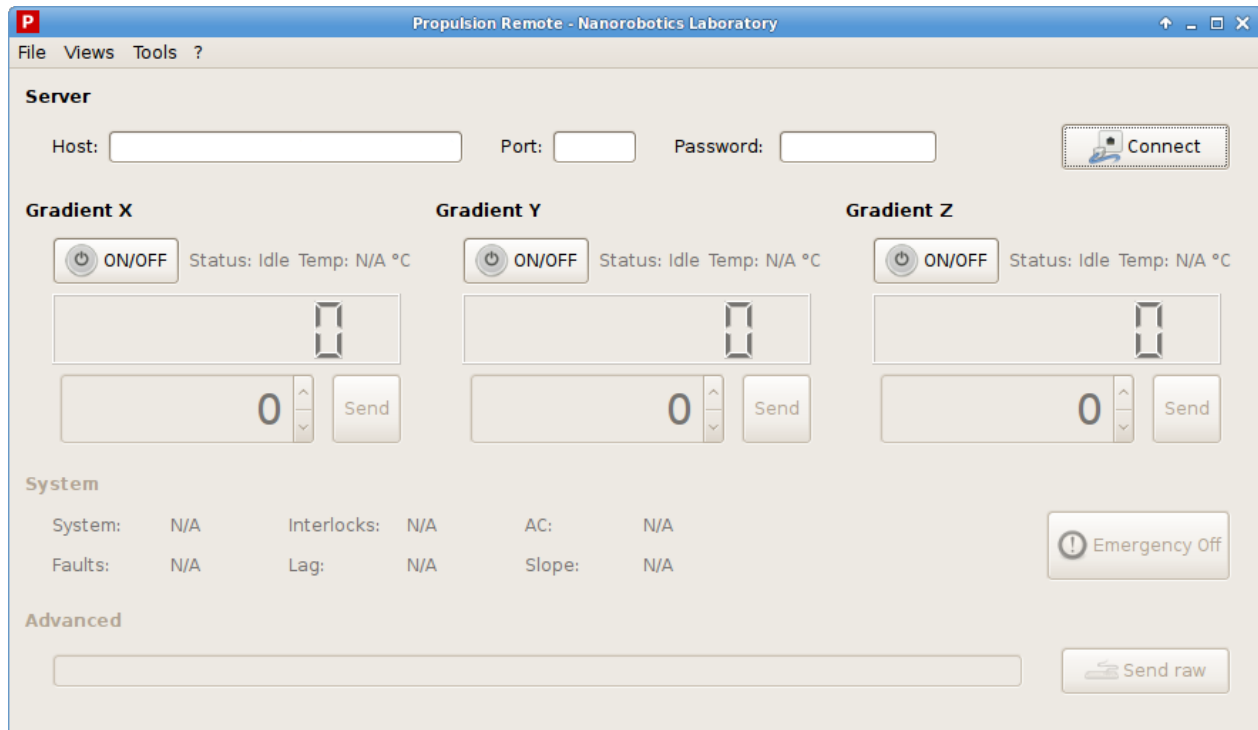


Figure 4.3. Fenêtre principale de la télécommande

et non en calculant ses projections. Les fenêtres présentées dans ces sections sont *dockables* : elles peuvent faire partie intégrante de la fenêtre principale, mais il peut être utile de les détacher pour les présenter sur un écran séparé.

#### 4.1.2.1 Réglage sur un plan

La fenêtre présentée sur la figure 4.4 permet de choisir un angle sur un seul plan (utile pour la majorité des expériences *in-vitro*). Dans l'exemple présenté, l'utilisateur a choisi un angle de  $45^\circ$ , aboutissant à des puissances maximales dans les directions -X et -Z.

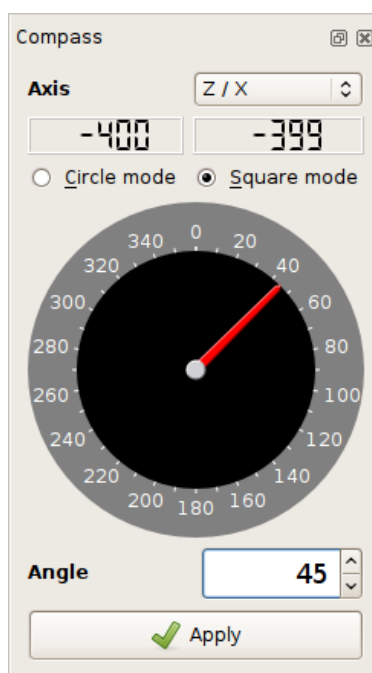


Figure 4.4. Fenêtre d'indication d'un angle de guidage (un plan)

### Modes « carré » et mode « cercle »

Selon les usages, deux modes de calcul des projections peuvent être utiles, ils sont représentés par la figure 4.5 :

- En **mode cercle** (figure 4.5(a)), nous réalisons les projections sur les axes à l'aide des fonctions trigonométriques sinus/cosinus, et nous multiplions par 400 A pour avoir la valeur du courant. Dans ce mode, quelque soit l'angle choisi, la force finale est toujours de même intensité. Si cette régularité de l'amplitude peut être utile pour comparer l'effet de la force magnétique sur un dispositif, cela produit l'inconvénient de ne pas exploiter toute l'amplitude disponible. Par exemple pour un angle de  $45^\circ$ , le courant sera de  $I = \frac{\sqrt{2}}{2} \times 400 = 282$  A au lieu des 400 A disponibles sur chacun des axes.
- En **mode carré** en revanche (figure 4.5(b)), nous prolongeons le vecteur jusqu'à ce qu'au moins un des axes ait atteint son amplitude maximale. Pour l'angle de  $45^\circ$ , les deux axes peuvent atteindre leur plein potentiel, chacun produit donc un courant de  $I = 400$  A. La force magnétique produite est équivalente à celle générée par un courant de  $I_{total} = \sqrt{400^2 + 400^2} = 566$  A.



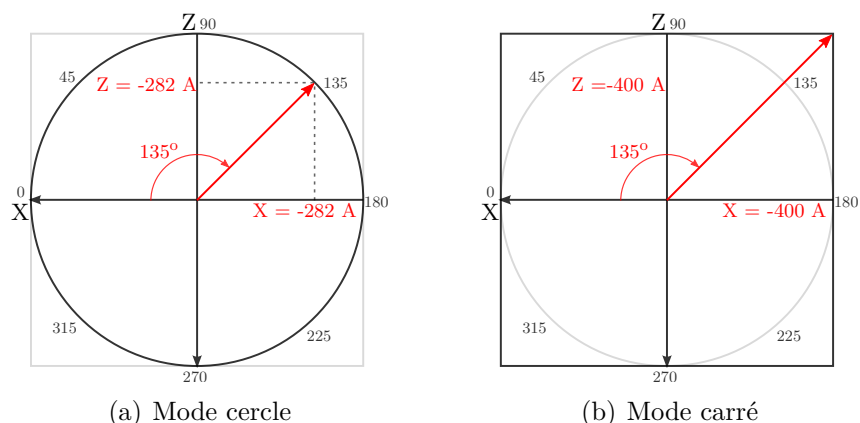


Figure 4.5. Modes de calcul des projections. (a) Mode cercle : la norme du vecteur reste constante quelque soit l'angle (b) Mode carré : la norme du vecteur est maximisée.

#### 4.1.2.2 Réglage sur deux plans

La fenêtre présentée sur la figure 4.6 permet de choisir un angle sur deux plans et donc une orientation en trois dimensions. Cette seconde vue a été réalisée spécifiquement pour les expériences de navigation de guide dans un lapin, c'est pourquoi on peut y voir les indications « Ren. D », « Ren. G », etc : elles correspondent aux artères que nous envisageons de franchir (ici rénale droite et rénale gauche). Ces informations sont écrites conjointement aux courants appliqués dans le fichier *log* du programme.

**Code couleur** Afin de faciliter l'utilisation, un code couleur est mis en place pour l'indication des statuts et des valeurs des axes. Les noms des axes (axe X, axe Y, axe Z) peuvent prendre les couleurs noir, orange et vert et les valeurs de courant les couleurs noir et vert selon la signification présentée par le tableau 4.1.

Tableau 4.1. Code couleur des axes de la « double boussole »

Couleur	Nom de l'axe	Valeur du courant
Noir	non connecté	Valeur souhaitée, non atteinte
Orange	connecté mais désactivé	$N/A$
Vert	connecté et prêt	Valeur souhaitée <i>et</i> atteinte

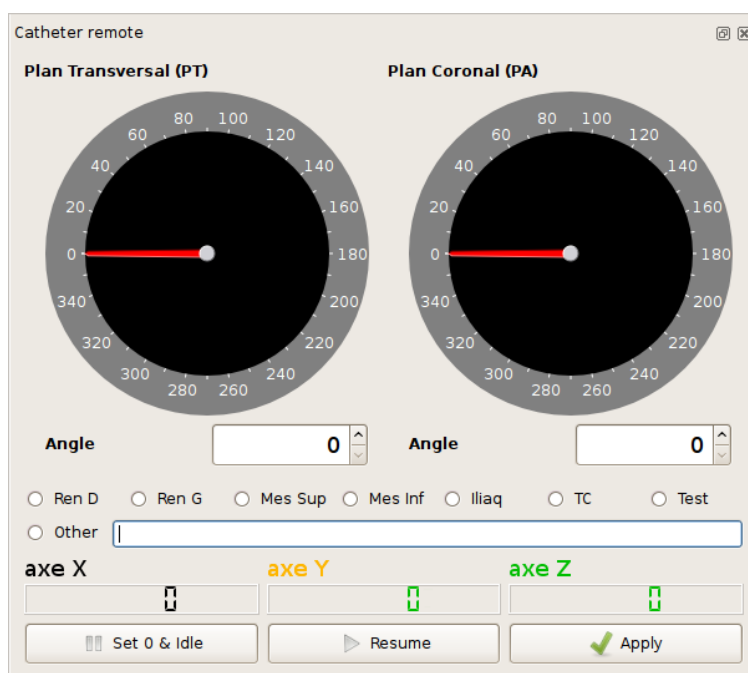


Figure 4.6. Fenêtre d'indication d'un angle de guidage (deux plan). Les deux plans se combinent pour former un vecteur s'exprimant en trois dimensions.

### 4.1.3 Périphériques d'entrée

Suite aux retours des utilisateurs de la télécommande (membres du laboratoire et chirurgien), la télécommande a été dotée de la possibilité d'être pilotée par deux types de périphériques d'entrées (en complément du clavier et de la souris).

Le premier périphérique est une manette de jeu de type « joystick » (figure 4.7(a)) permettant un contrôle en 3D du vecteur avec un seul dispositif (Force 3D Pro, *Logitech*, Suisse). Le choix des valeurs sur les axes se fait avec le manche et la « manette des gaz », le gradient est appliqué lorsque l'utilisateur presse la détente.

Le second est un couple de périphériques de types « contrôleurs de volume » (*Powermate*, *Griffin Technology*, TN, USA). Ces dispositifs sont des boutons rotatifs, chacun ayant la responsabilité de l'angle que fait le vecteur avec l'un des deux plans. Il est également possible de réaliser des appuis qui peuvent être courts ou longs : dans le premier cas, cela signifie que l'utilisateur a fait son choix, nous validons l'angle et transmettons les valeurs au système de propulsion ; dans le second cas, cela commande les fonctions de pause et de réveil du système de propulsion (voir figure 4.7(b)).

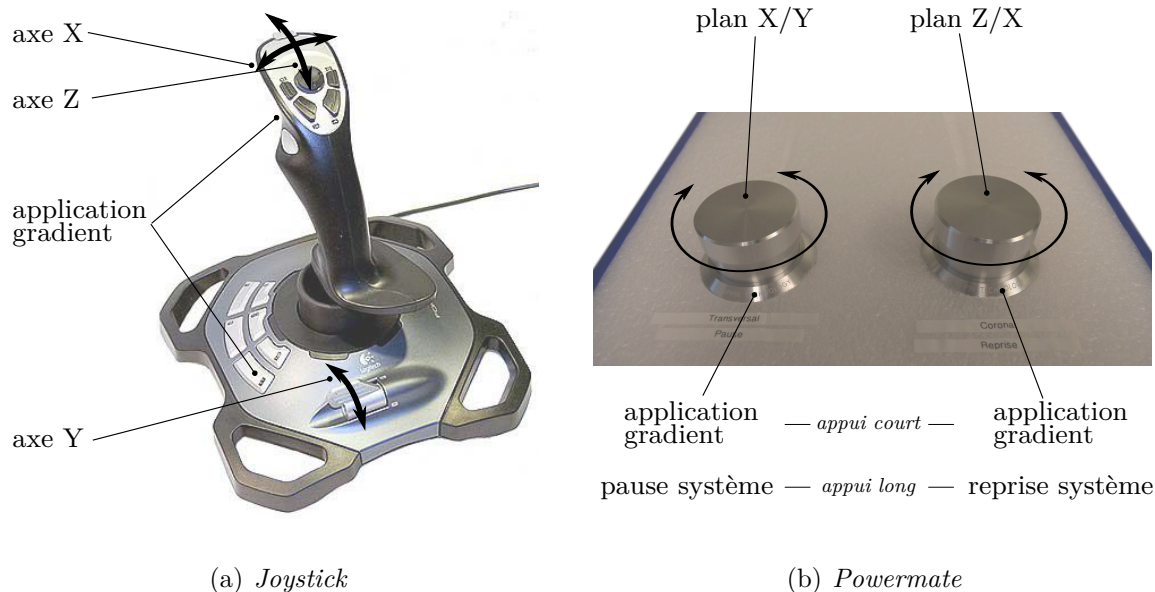


Figure 4.7. Périphériques d'entrée pour le réglage de la force magnétique

#### 4.1.4 Signaux sonores

Au cours d'une expérience, il est nécessaire de sortir les bobines de gradients magnétiques hors du tunnel de l'IRM (pour réaliser une séquence avec l'IRM par exemple) et de les rentrer ensuite pour effectuer du guidage. Appliquer du courant dans les bobines alors qu'elles sont à l'extérieur est dangereux<sup>1</sup>. Pour renforcer la sécurité, un signal sonore est joué par la télécommande lorsque du courant est appliqué (une cloche retenti à intervalle régulier). En connectant le système de son de l'IRM à l'ordinateur sur lequel est exécuté la télécommande, il est possible d'avoir ce signal dans la salle d'opération même si l'ordinateur se trouve dans la salle de contrôle.

#### 4.1.5 Communication

La télécommande communique via le réseau avec deux autres composants :

- Le serveur de propulsion auquel elle transmet les commandes (ON/OFF, amplitude, pause, etc) et dont elle reçoit les valeurs « réelles ».
- S'il est utilisé : le logiciel 3DSlicer auquel elle transmet l'orientation du gradient pour qu'elle soit affichée comme sur la figure 4.1.

1. En créant un gradient magnétique à la sortie l'IRM où sont déjà présents de très forts gradients, il se crée un couple capable de déplacer le cylindre malgré son poids.

#### 4.1.6 Implémentation

Cette télécommande a été réalisée en C++ avec les librairies du *framework* Qt et les outils additionnels de la librairie Qwt pour le dessin des boussoles.

Les périphériques d'entrée sont implémentés différemment selon que l'on utilise la télécommande sur un ordinateur utilisant Windows ou Linux. Dans le premier cas, l'interface avec le *joystick* se fait en dialoguant avec l'interface de programmation (API) *DirectInput* de Microsoft ; les périphériques *Powermate* sont quant à eux gérés par le logiciel officiel du fabricant (il n'existe pas d'API disponible). Dans le second cas, nous utilisons les interfaces `/dev/input/` fournies par le noyau Linux pour écrire les deux modules de prise en charges des périphériques. L'utilisation de la télécommande se fait alors de manière totalement identique quelque soit la plateforme, et le changement d'API est réalisé à la compilation.

#### 4.1.7 Discussion

La conception et l'implémentation de cette télécommande a commencé au début de ce travail de maîtrise et a évolué tout au long des expériences selon les besoins des utilisateurs. Bien qu'elle soit initialement dédiée à l'équipe « ingénierie » du projet, nous avons pu nous rendre compte que l'équipe médicale appréciait d'avoir cette outil à leur disposition car il apporte des éléments factuels précis sur les données de propulsion. C'est cette demande qui a motivée l'affichage de la « double boussole » par un vidéo-projecteur dans la salle d'intervention.

Si, l'équipe médicale est demandeuse de données, ces données doivent être fournies de manière concises car de nombreux autres systèmes doivent être surveillés en permanence. Ainsi, le code couleur pourrait être simplifié pour ne proposer plus que deux couleurs : noir et vert. Ainsi, le médecin aurait une information de type *go/nogo* plus en adéquation avec ses besoins.

## 4.2 Serveur non temps-réel (prototype)

Le développement du serveur dialoguant avec le système de propulsion a été dans un premier temps réalisé dans une version traditionnelle « non temps-réel ». Le but est double : obtenir rapidement un moyen de contrôler le système de propulsion de manière à en faire l'évaluation ; concevoir le serveur définitif en se basant sur les possibilités du système de propulsion et les besoins qui se dégagent pendant l'utilisation de cette première version.

### 4.2.1 Technologies utilisées

Cette implémentation préliminaire est réalisée en C++ avec les librairies Qt [52]. Le mécanisme de *signal/slot* de Qt permet une programmation événementielle très utile dans notre cas puisque nous communiquons avec deux éléments extérieurs : l'utilisateur via la télécommande, et le système de propulsion via le port RS232.

### 4.2.2 Conception

Trois fils d'exécutions composent ce prototype. Ils communiquent entre eux de manière asynchrone grâce au mécanisme de *signaux* comme indiqué sur la figure 4.8.

**TCPServer** offre une interface réseau au serveur, la télécommande vient s'y connecter et dialogue par la suite avec ce module.

**SerialLink** offre une interface série avec le système de propulsion. Il propose une abstraction des commandes du tableau 3.2 et écoute les réponses en provenant du contrôleur bas niveau.

**Dispatcher** est le lien entre les deux précédents modules et le module de traitement des informations. Il reçoit leurs messages de manière asynchrone, les évalue, et effectue les actions appropriées : action sur le système de propulsion à la suite d'un message de la télécommande ; et à l'inverse : envoi d'informations vers la télécommande en cas de message du système de propulsion.

Lors de la réalisation de ce premier serveur, les problèmes liés au rejet de commandes et les différentes latences du système électrique vus au chapitre 3 n'étaient pas connus. C'est pourquoi il ne comporte pas d'aspect « intelligent » permettant de vérifier que les commandes envoyées ont bel et bien été appliquées. Dans cette version, seule la traduction des souhaits de l'utilisateur en un ensemble de commandes pour le système est réalisée : si une commande échoue, c'est à l'utilisateur de la réitérer.

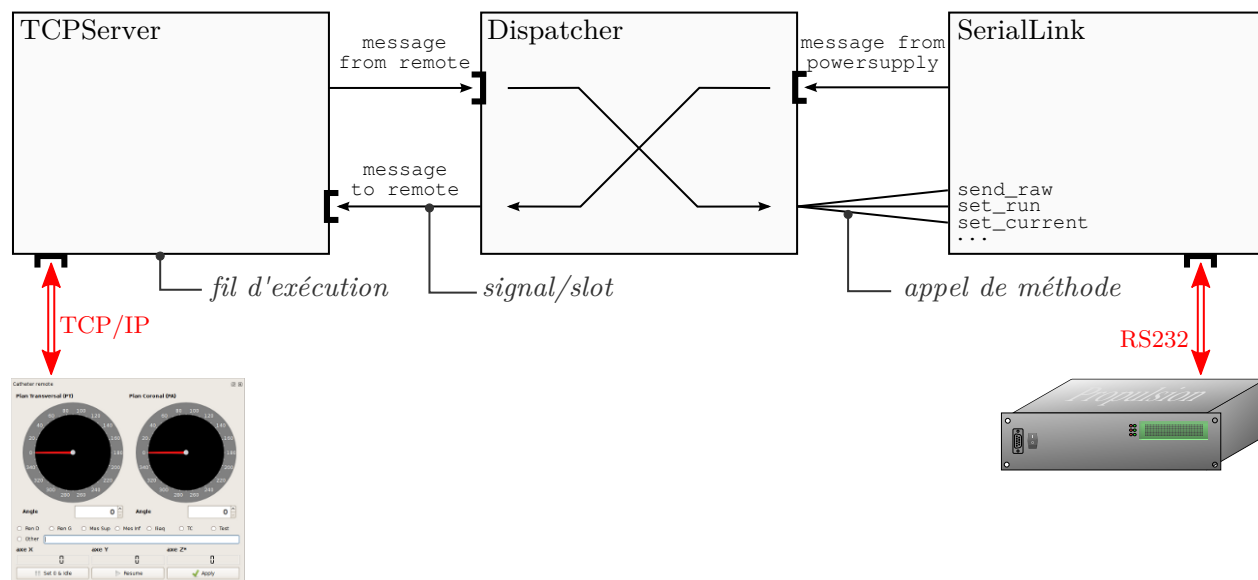


Figure 4.8. Modules du serveur prototype (Qt).

### 4.2.3 Conclusion

Le réalisation de ce prototype a permis de pouvoir prendre le contrôle du système de propulsion rapidement pour réaliser sa caractérisation (chapitre 3, à l'exception des tests de fréquence de communication) et les premières expériences de guidage avec les autres membres du projet. Il a permis de mettre en évidence les déficiences de la propulsion et de concevoir des solutions alternatives pour y faire face avec la version finale du serveur. Cela concerne notamment l'intégration au sein du serveur d'un registre enregistrant à tout moment l'état souhaité et l'état effectif du système de propulsion afin de forcer l'application des commandes sans intervention de l'utilisateur si l'une a échoué.

### 4.3 Serveur temps-réel

L'application première de ce travail est de naviguer un guide dans la vasculature : notre système est chargé d'orienter la tête du guide (haut, bas, droite, gauche) selon les instructions du médecin, mais c'est ce dernier qui effectue les mouvements de va-et-vient pour le faire avancer. La manipulation d'un guide ou d'un cathéter est donc notoirement moins exigeante que la propulsion de particules libres puisque le système n'est chargé que de l'orienter, et non de gérer tous les paramètres de sa progression. Dans ce contexte, ce mouvement se fait de manière lente et sécuritaire. Si le chirurgien vise une bifurcation vers la droite et que celle-ci est manquée, il a la possibilité de revenir en arrière et de retenter la procédure. Les contraintes sont donc relâchées dans cette configuration et l'utilisation d'un système temps-réel ne semble pas justifiée.

Cependant, nous devons garder à l'esprit l'objectif à plus long terme du projet MR-Sub qui est de réaliser une plateforme capable de guider également d'autres types de dispositifs. L'IRM est un outil dont les formidables capacités techniques nous autorisent à envisager de pouvoir associer cathéter, micro-billes et particules au sein d'un système unique et polyvalent. Nous choisissons donc de créer une architecture extensible basée sur un système d'exploitation (OS) temps-réel ouvert afin de prévoir les futurs usages de la plateforme.

Ce chapitre présentera les choix de conception et l'architecture du serveur de contrôle réalisé. Nous effectuerons ensuite les mesures destinées à valider son fonctionnement. Il sera finalement utilisé en conditions réelles au chapitre suivant, lors d'expérimentation *in-vivo*.

#### 4.3.1 Xenomai

Les systèmes d'exploitation temps-réels sont communément utilisés dans les applications médicales du fait de la criticité des besoins. Ainsi, l'IRM est piloté par un ordinateur sous VxWorks, et de nombreux groupes de recherche en robotique chirurgicale y ont porté leur choix [53, 54]. D'autres applications pourtant semblables n'ont en revanche pas cette caractéristique : ainsi le robot OctoMag (chirurgie de l'œil basée sur une manipulation de gradients magnétiques) de l'ETH Zürich utilise un ordinateur sous Ubuntu GNU/Linux non modifié pour le temps-réel [55].

Il existe de nombreux systèmes d'exploitation temps-réels (RTOS) envisageables : VxWorks, QNX, RTLinux, PREEMPT\_RT, RTAI, Xenomai... [56]. La qualité des OS libres est aujourd'hui équivalente voire supérieure aux OS propriétaires [57–59]. Nous avons par le passé été confrontés à l'impossibilité de réaliser certaines tâches en raison de licences coûteuses, de documentation incomplète et d'API limitées. Nous voulons avoir la maîtrise de

notre matériel et pouvoir exploiter toutes ses capacités, pour cette raison nous sommes attachés à l'utilisation de solution ouverte. L'intégralité des composants logiciels de la plateforme de ce projet, y compris les outils de visualisation 3D, sont à ce jour basés sur des logiciels libres.

Notre choix s'est porté sur Xenomai [60,61]. Xenomai est un système qui s'intègre dans un environnement Linux, il s'agit d'un projet mature mais toujours activement développé. Sa documentation est très complète et les interfaces de programmations proposées permettent un développement aisé. Notons également que Siemens utilise depuis peu Xenomai comme RTOS au sein de ses appareils d'IRM [62]. Nous présentons les caractéristiques de Xenomai dans cette section.

#### 4.3.1.1 Architecture de Xenomai

Xenomai est défini par ses auteurs non pas comme un système d'exploitation temps-réel, mais un ensemble d'outils ajoutant des capacités temps-réel dures à un environnement Linux. Les fonctionnalités temps-réelles sont disponibles aussi bien en espace utilisateur qu'en espace noyau, et l'environnement est porté sur de nombreuses architectures matérielles, notamment x86 et ARM. Xenomai est issu d'un *fork* du projet RTAI dont il partage toujours de nombreuses caractéristiques [56].

Comme RTAI, Xenomai est un système à double noyau : une couche logicielle minimale appelée Adeos (également I-pipe pour *interrupt pipeline*, [63]) est chargée de recevoir et de répartir les interruptions matérielles entre le micro-noyau de Xenomai et le noyau Linux. Lorsqu'une interruption arrive, si elle est destinée au système temps-réel, elle est redirigée vers le micro-noyau, sinon elle sera transmise au noyau Linux. Les interruptions à destination de Linux ne sont redirigées que lorsque toutes celles gérées par le sous-système temps-réel ont été traitées afin de garantir les latences les plus faibles (voir figure 4.9). Contrairement à l'approche du patch PREEMPT\_RT qui cherche à réduire au minimum le nombre de sections non-préemptibles dans le noyau Linux, l'architecture de Xenomai considère le noyau Linux *dans son ensemble* comme une tâche préemptible. Un système Linux complet pourra être exécuté sur la machine sans interférer avec le sous-système temps-réel. Ceci est rendu possible par l'existence d'Adeos qui se place *sous* Linux et Xenomai.

*Vocabulaire* : Dans la terminologie de Xenomai, une tâche confiée au micro-noyau temps-réel, soit dans le domaine Xenomai, est en *mode primaire* ; une tâche dans le domaine Linux est en *mode secondaire*. Lorsqu'une tâche du mode primaire appelle un service Linux, la garantie de déterminisme est brisée, il s'agit d'un *changement de mode*. Chaque tâche possède un compteur de changements de mode qui aide à les éliminer.



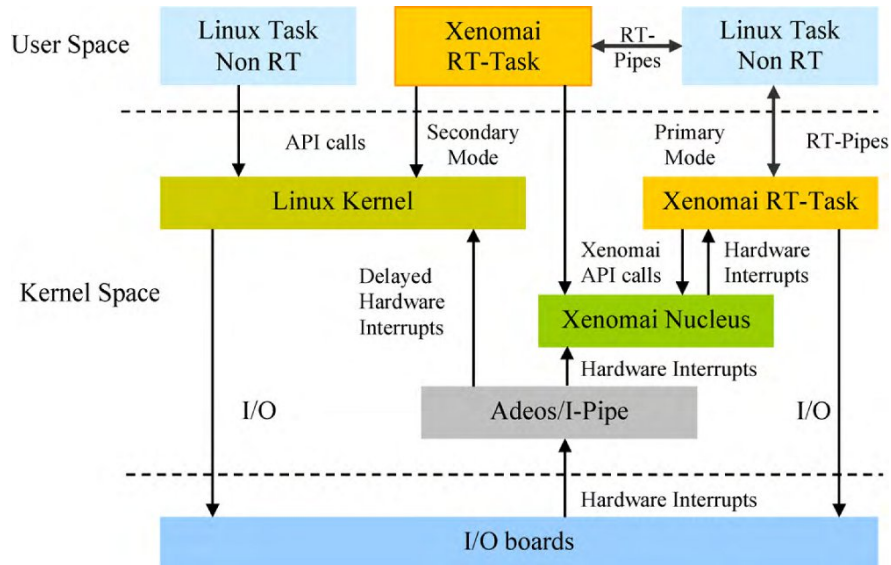


Figure 4.9. Architecture de Xenomai (Zilker [64])

#### 4.3.1.2 Interface de programmation

Xenomai propose une interface de programmation très complète. Il définit six catégories de services :

- gestion des tâches avec deux ordonnanceurs : FIFO par défaut, et Round-Robin de manière optionnelle ;
- minuteries (*timers*) ;
- synchronisation : sémaphores, variables conditionnelles, mutex ;
- communication inter processus (IPC) : tubes, passage de messages, mémoire partagée, sockets...
- gestion des entrées/sorties ;
- le « registre » : ensemble des objets temps-réel gérés par Xenomai, le registre exporte une interface dans `/proc/xenomai/registry` particulièrement utile pour le développement des applications.

#### 4.3.1.3 Les interfaces (*skins*)

Un des grands points forts de Xenomai est son mécanisme de *skins*. Le micronoyau (« *nucleus* ») de Xenomai propose un certain nombre de services élémentaires (mémoire, threads, synchronisation, IPC...) et en propose l'accès au travers de plusieurs interfaces de programmation (API). Les développeurs de Xenomai partent du principe que la majorité des RTOS proposent des services très similaires et qu'il est possible d'être compatible avec leurs API malgré leurs différences de syntaxe et/ou d'implémentation, en exécutant un ou plusieurs

appels de services « de base ».

Les utilisateurs ont donc *in fine* le choix de l'API qu'ils souhaitent utiliser : *native* est la nomenclature officielle de Xenomai, *posix* offre un accès aux services via les fonctions standard `pthread_*`, `mq_*`, etc. Enfin des interfaces pour faciliter la migration de code écrit pour d'autres RTOS tel VxWorks sont proposées.

#### 4.3.1.4 Gestion de la mémoire

La gestion de la mémoire n'est pas confiée au traditionnel `malloc` qui n'est pas déterministe. Si de l'allocation dynamique est nécessaire, il faut alors spécifier une taille de mémoire maximale à utiliser. Xenomai va alors réserver un bloc de mémoire de cette taille et en donner accès via ses propres fonctions d'allocation dynamique (`rt_heap_alloc`) en garantissant le respect des contraintes temps-réel dures. Le programmeur doit connaître à l'avance la quantité maximale de mémoire utilisée par son programme, ce qui est cohérent avec le comportement déterministe exigé.

La mémoire peut être répartie en plusieurs sous-ensemble de mémoire (ou « *heap* », par exemple : un bloc par fil d'exécution) à la discrétion du programmeur. La seule véritable limite étant la quantité de mémoire physique disponible (bien qu'en pratique, il faille également en laisser disponible au noyau Linux).

#### 4.3.1.5 Pilotes et librairies

En accord avec la philosophie de généricité et d'extensibilité du projet, Xenomai supporte le modèle de développement RTDM [65]. Le but est ici aussi d'abstraire l'implémentation interne d'un pilote ou d'un protocole de communication en proposant une interface commune à tous.

Dans ce mémoire, nous utilisons plus particulièrement deux de ces pilotes :

- **UART 16550A** qui est le pilote de communication par port série et vient en remplacement du module Linux. Il nous permet de communiquer avec le système de propulsion du projet.
- **Analogy** qui est une librairie d'accès aux cartes d'acquisition de données (cartes du constructeur National Instrument par exemple) [66]. Dans ce projet, nous utilisons cette librairie pour obtenir le contrôle d'une carte d'acquisition analogique/numérique. La présence de cet outil est un argument fort en faveur de Xenomai pour notre projet car il ouvre la voie à des méthodes de contrôle de notre système de propulsion prenant en charge des éléments tels que des électrocardiogrammes (ECG).

### 4.3.2 Conception du serveur temps-réel

#### 4.3.2.1 Modules

Le programme est divisé en sept fils d'exécutions présentés sur la figure 4.10. Ils forment quatre ensembles logiques :

1. l'ensemble **réseau** qui comprend trois fils d'exécutions : le premier est un serveur TCP exécuté dans le domaine Linux, les deux autres sont des *ponts* pour que les tâches du domaine Xenomai puissent en profiter (voir 4.3.2.2) ;
2. le module **série** (**rrimanager**) dans le domaine Xenomai chargé de la communication avec le système de propulsion ;
3. le module **analogique** (**analogmanager**) qui tire parti de la librairie Analogy pour s'interfacer avec une carte d'acquisition (PCI-6036E, *National Instruments*, TX, USA) ;
4. le module **contrôle** (**controlmanager**) reçoit des messages de la part des autres modules et les traite à la manière du module *dispatcher* du serveur prototype.

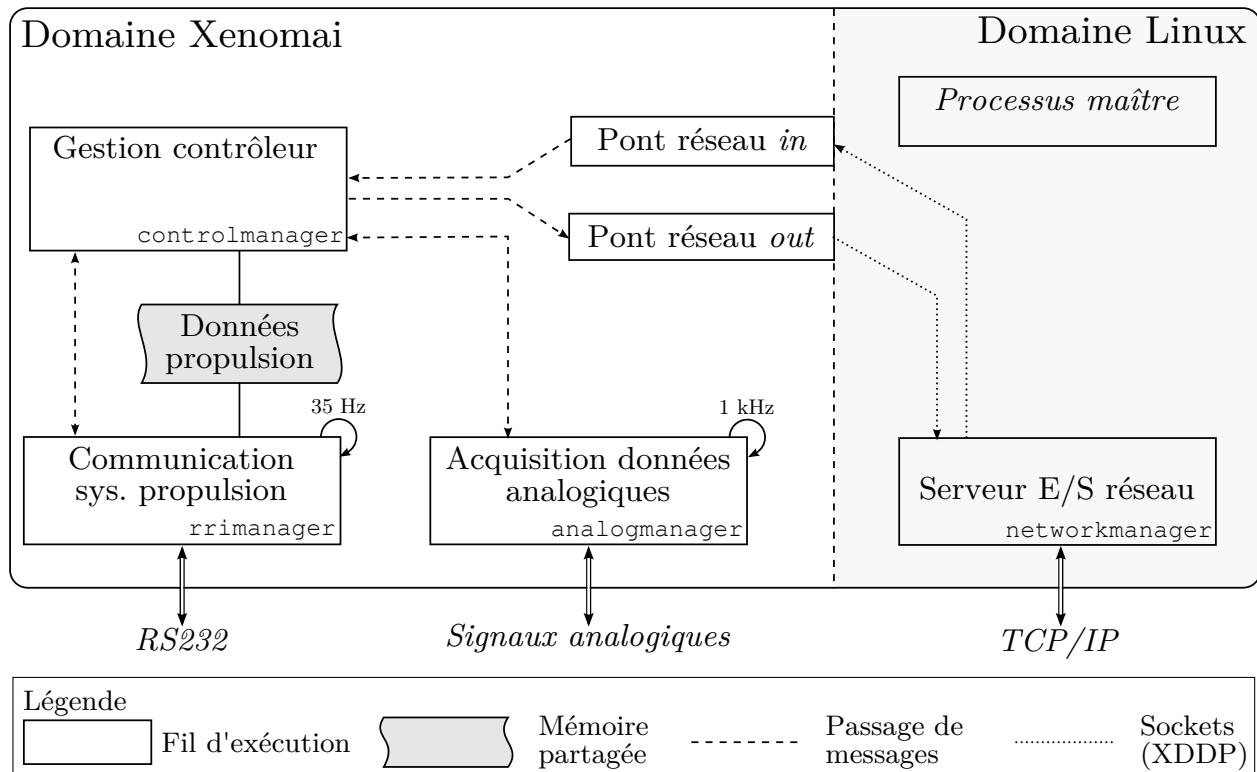


Figure 4.10. Modules du serveur temps-réel

*Note* : Le module d'acquisition analogique n'est en réalité pas utilisé dans nos expériences de guidage de cathéter, il ne figure ici qu'à titre de preuve de concept. Il a cependant été possible d'acquérir les valeurs en tension d'un générateur de signal à la manière d'un oscilloscope à la fréquence de 10 kHz, la carte utilisée ici permettant même une fréquence jusqu'à 200 kHz. Il est donc possible de fournir des informations externes à notre contrôleur avec notre solution. Ces informations pourraient être une vérification du gradient réellement appliqué par une source externe, un électrocardiogramme, des signaux de synchronisation avec l'IRM, etc. Cela permet d'envisager la réalisation de contrôleurs « intelligents » calculant l'orientation optimale du gradient magnétique sans intervention du chirurgien.

Notre contrôleur ne réalise pas de choix d'orientation, son rôle est de transmettre les informations de la télécommande et de s'assurer qu'elles sont appliquées. Il n'est pas nécessaire de l'exécuter avec une fréquence particulière, nous choisissons de le « réveiller » quand son action est requise par un passage de message. Cette approche est similaire à la programmation événementielle utilisée dans le prototype.

Les tâches au sein du domaine Xenomai communiquent donc entre elles au moyen de *passage de message*. Cette méthode présente l'avantage de pouvoir faire de l'*attente passive* bien que les messages puissent provenir de n'importe quelle autre tâche. L'utilisation de tubes temps-réels par exemple (RT\_PIPE) ne permet d'attendre que sur un seul tube à la fois. Si nous avions tout de même choisi cette option avec un tube unique, il aurait fallu indiquer nous-même la provenance dans le message envoyé (contrairement au passage de message qui le fait de manière automatique et transparente) et surtout, il aurait fallu s'assurer qu'aucune autre tâche n'est en écoute sur ce même tube : dans le cas contraire, un message envoyé par le module réseau au module contrôle aurait pu être *consommé* par une tâche à qui il n'était pas destiné. Ce type d'inconvénient peut être surmonté dans une architecture réduite et constante, mais c'est un obstacle important au développement d'une architecture modulaire : l'ajout de nouveaux fils d'exécutions nécessite de ré-évaluer le *routage* tubes et de queues de messages.

*Note* : La solution des « canaux de messages » proposée par le RTOS QNX est une solution élégante et efficace pour implémenter un *routage* des communications entre de multiples fils d'exécutions pouvant apparaître et disparaître à tout moment. Elle est de plus compatible avec le service d'alarmes de l'OS, permettant de choisir un comportement périodique ou événementiel avec la même approche. [67]

### 4.3.2.2 Communication réseau

Le module de communication est une tâche du domaine Linux, c'est à dire non temps-réel. Il existe pourtant un projet mettant à disposition pile réseau, pilotes de cartes génériques et outils standards (ping, ifconfig...) qui sont compatible pour RTAI et Xenomai : le projet RTnet [68]. Nous choisissons cependant de conserver la gestion de l'interface réseau dans le domaine Linux pour les raisons suivantes :

- Nous ne communiquons par le réseau qu'avec des unités non temps-réel : une gestion temps réel de la carte réseau ne suffirait donc pas à garantir le déterminisme de la communication. Le besoin de déterminisme est ici concentré sur la communication entre le serveur et le système de propulsion.
- Les ressources réseaux doivent être gérées de manière exclusive, ce qui entraîne la désactivation de la carte sous Linux. Il s'agit alors d'un problème sur les machines n'ayant qu'une interface réseau puisqu'elles ne sont plus joignable par SSH.
- Il nous est toujours possible de recourir à des bibliothèques externes pour l'analyse des données échangées. En effet, rares sont les bibliothèques n'utilisant pas (au minimum) `malloc` pour la manipulation de chaînes de caractères, cela nous permet donc une certaine souplesse dans la programmation.

L'interface réseau échange les données suivantes :

<i>En provenance de la télécommande :</i>	<i>À destination de la télécommande :</i>
– Demande d'informations sur le système,	– Informations sur le système,
– Demande d'information sur un axe,	– Informations sur un axe,
– Envoi d'une commande directe ( <i>raw</i> ),	– Valeurs en ampérage des axes,
– Activation/désactivation d'un axe,	– Réponse au <i>heartbeat</i> .
– Courant sur un ou plusieurs axes,	
– Arrêt d'urgence,	
– <i>Heartbeat</i> ;	

### Serialisation et désérialisation

Pour échanger des données avec la télécommande par le réseau, nous devons trouver un langage commun. De nombreuses possibilités existent pour faciliter cette communication : chaîne au format INI, JSON, XML, *protobuf* (Google), etc. Nous souhaitons utiliser une technique « légère » et compatible avec nos deux programmes (l'un en C, l'autre en C++). Les formats JSON et INI sont de bons candidats, mais puisque nous utilisons déjà une bibliothèque de traitement du format INI pour la configuration du programme (voir 4.3.2.6), c'est ce format que nous choisissons. Bien que l'utilisation de ce format soit initialement

dédiée à cette lecture/écriture de fichiers de configuration, il s'agit d'un moyen efficace de sérialiser des données simples telles que celles que nous échangeons.

Le listing 4.1 présente un exemple de message échangé par la télécommande vers le serveur, le listing 4.2 en présente un dans le sens inverse.

```

1  [msgfromremote]
2  type=4
3  axis=3
4  x=0
5  y=100
6  z=200

```

type 4  $\Rightarrow$  appliquer courant  
axe 3  $\Rightarrow$  *tous*

Listage 4.1. Exemple de message de la télécommande vers le serveur

```

1  [msgtoreremote]
2  type=2
3  x=0
4  y=100
5  z=200

```

type 2  $\Rightarrow$  valeurs de courant réel

Listage 4.2. Exemple de message du serveur vers la télécommande

#### 4.3.2.3 Registre d'état du système de propulsion

Suite à la réalisation de la version prototype non temps-réel, nous avons constaté la nécessité que le serveur vérifie les valeurs réellement appliquées par le système de propulsion. Il doit maintenir un registre contenant l'état souhaité et l'état réel du système pour effectuer les corrections nécessaires sans intervention de l'utilisateur. Cela se traduit par la mise en place d'un segment de mémoire partagée contenant d'une part les informations actualisées du système de propulsion (courants appliqués, statuts, erreurs...) et d'autre par les valeurs que l'utilisateur souhaite atteindre (notamment les courants appliqués).

Ce segment de mémoire est partagé entre les tâches de contrôle et de communication série. Il est alloué dans la mémoire réservée par Xenomai au lancement du programme, et son accès est protégé par les *mutex* de Xenomai (RT\_MUTEX).

Le segment de mémoire partagée contient les informations détaillées sur (figure 4.11) :

- le système tel que l'utilisateur le souhaite (en rouge sur la figure) : statut des alimentations (*output*), valeurs de courants sur les axes (*value*), statut du contacteur principal (*ac*) ainsi qu'un champ pour l'émission d'une commande directe (*raw*). On y inscrit

- également un booléen signalant que la valeur *voulue* est différente de la valeur *réelle*, cela économise les calculs quand plusieurs tâches nécessitent cette information ;
- l'état réel tel qu'indiqué par le contrôleur bas-niveau (en vert) : statut détaillé des axes (*actual* : chacun est décrit par la structure en blanc sur la figure), du système (*system* : contacteur, verrouillage<sup>2</sup>, etc)
  - les informations de diagnostic (en gris) que sont le nombre de requêtes envoyées et d'erreurs détectées, la taille de la file d'attente et la fréquence (mesurée) de la tâche.

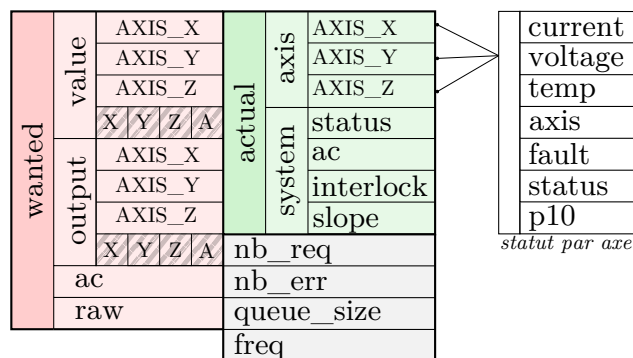


Figure 4.11. Contenu du segment de mémoire partagée. Les zones rouge, verte, blanche et grise représentent respectivement l'état souhaité du système de propulsion, l'état réel, le détail par axe et les informations « utilitaires ». Les zones hachurées sont des *dirty bits*, signalant que les états souhaités et réels ne correspondent pas.

#### 4.3.2.4 Communication série avec le système de propulsion

La figure 4.12 présente le processus de décision pour la communication avec le système de propulsion. Les commandes à envoyer sont choisies en fonction de la réponse reçue depuis le contrôleur bas niveau (réception d'une erreur  $\Rightarrow$  ré-émission de la commande) et du registre d'état du système : si l'utilisateur a souhaité envoyer une commande directe, elle est insérée en tête pour être émise en priorité ; sinon nous vérifions le statut des drapeaux (*dirty bits*) pour, si besoin, atteindre les valeurs souhaitées ; enfin si la file est vide et que les valeurs souhaitées sont atteintes, nous émettons une des commandes de *polling* :  $\rightarrow gs \rightarrow gcx \rightarrow gcy \rightarrow gcz$ .

2. les drapeaux de verrouillage (*interlock*) signalent que le système est entièrement désactivé à cause d'une faute externe : température excessive, refroidisseur non connecté, etc.

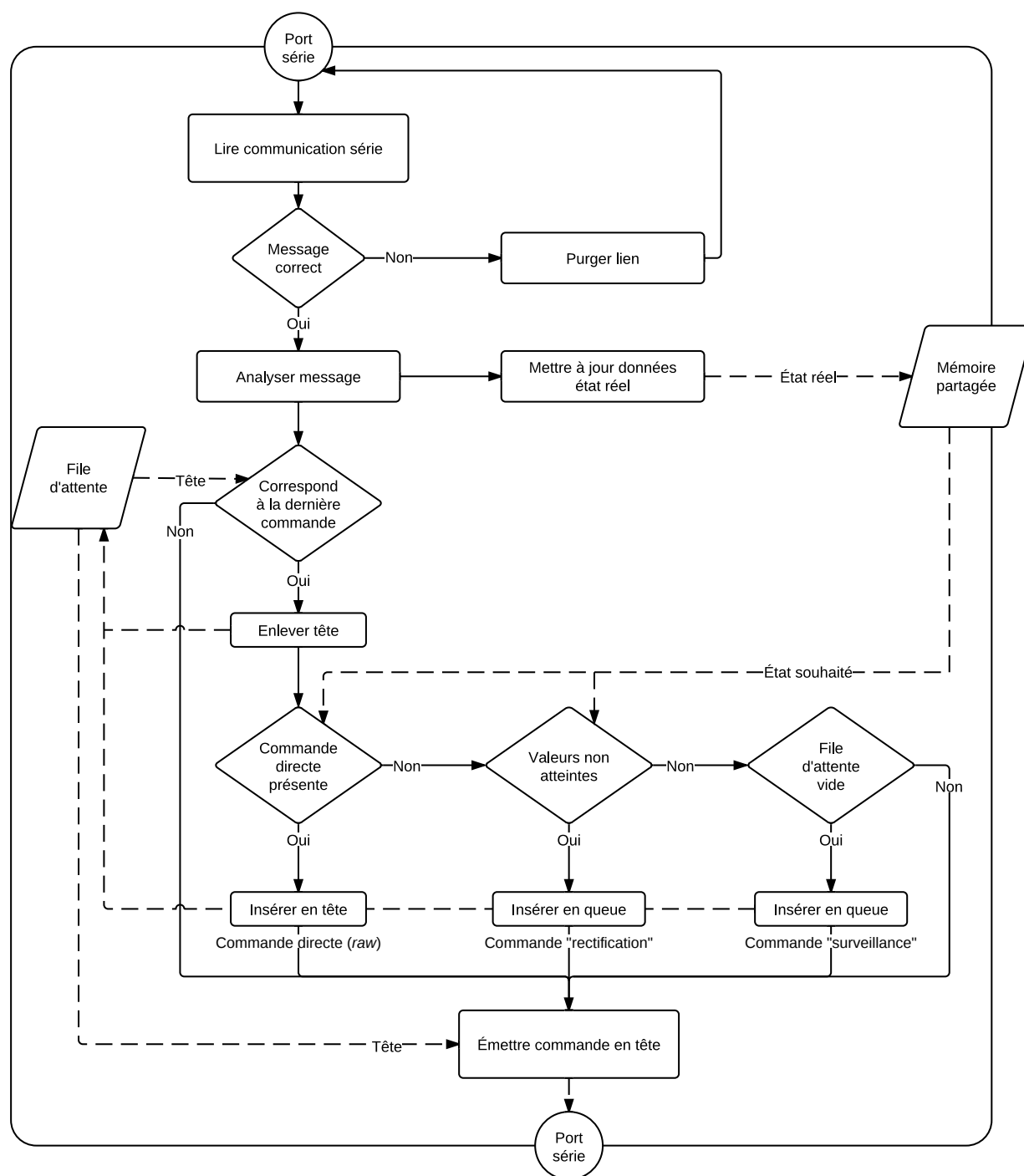


Figure 4.12. Diagramme de décision de la tâche de communication avec le système de propulsion.



Nous utilisons une liste chaînée pour l'implémentation de la file d'attente des commandes à envoyer. Il s'agit d'une liste de type **STAILQ** (défini par le fichier `<sys/queue.h>`) car nous avons besoin d'une liste *FIFO* possédant des pointeurs en tête et en fin de liste :

- Le pointeur en fin de liste permet l'ajout de commandes dans le cas courant ;
- Le pointeur en tête de liste permet l'émission et le retrait de la première commande ainsi que l'insertion de commandes urgentes (commandes *raw*).

La manipulation de mémoire nécessaire à la gestion de la liste est confiée aux méthodes de Xenomai `rt_heap_alloc/rt_heap_free` pour conserver le déterminisme du fil d'exécution.

#### 4.3.2.5 Analyse et Débuggage

Pour envoyer des données de type « debug » à haute fréquence et sans briser la chaîne temps-réel, nous utilisons les fonctionnalités de tubes nommés temps-réels fournis par Xenomai.

Les tubes nommés apparaissent dans la hiérarchie virtuelle de Xenomai et peuvent être lus par n'importe quel processus Linux ou Xenomai. Ils sont présents sous la forme `/proc/xenomai/registry/native/pipes/<nom>`. Les trois tubes exportés par notre système sont :

1. **dump-rr**i exporte le détail des messages échangés par le module `rrmanager` avec le système de propulsion. Afin d'être affichés correctement, les caractères d'espacement (espace, `\r`, `\n`) sont remplacés par un unique espace. Les messages à destination du système de propulsion sont préfixés par `>>>` et ceux qui en proviennent par `<<<`, tous sont également accompagnés d'un horodatage à la milliseconde :

```

1 [17:29:55:017] >>> gs
2 [17:29:55:045] <<< gs System running - AC ON, Interlocks OK, Slope
   : 20 .
3 [17:29:55:045] >>> gcx
4 [17:29:55:074] <<< gcx Channel X status Fault: No Current output:
   -303.9 A Voltage output: -9.6 V Heatsink temp: 23 C State: Run
   P10 status: OK .
```

Listage 4.3. Exemple de données exportées par le tube « dump-rr ».

2. **tracing** exporte les données qui serviront à analyser la périodicité des fils d'exécution. Le format du fichier varie selon l'expérience réalisée, le plus couramment, on y inscrit le temps (en nanosecondes) écoulé depuis le dernier appel de la tâche ainsi qu'un code identifiant cette tâche.

```

1 0 28571356      # thread 0 : 35 Hz : periode 28 571 428 ns
2 1 999985       # thread 1 : 1000 Hz : periode 1 000 000 ns
3 1 1000024
4 1 1000056

```

Listage 4.4. Exemple de données exportées par le tube « tracing ».

3. **values** exporte l'état du système de propulsion souhaité et réel (tel que représenté par la mémoire partagée 4.3.2.3). Le format est le suivant :

[horodatage] courant souhaité X; Y; Z; courant réel X; Y; Z; statut souhaité X; Y; Z; statut réel X; Y; Z; nombre de requêtes; nombre d'erreurs; taille de la file d'attente

```

1 [17:29:55:017] -304; 141; 353; -303; 140; 354; Y; Y; Y; R; R; R;
   23; 23; 17; 16349; 149720; 0
2 [17:29:55:045] -304; 141; 353; -303; 140; 354; Y; Y; Y; R; R; R;
   23; 23; 17; 16349; 149721; 0
3 [17:29:55:074] -304; 141; 353; -303; 140; 354; Y; Y; Y; R; R; R;
   23; 23; 17; 16349; 149722; 0

```

Listage 4.5. Exemple de données exportées par le tube « values ».

#### 4.3.2.6 Configuration utilisateur

Un certain nombre de paramètres sont disponibles pour l'utilisateur. Ils sont stockés dans un fichier *propserver.conf* suivant la convention des fichiers « INI ». Le fichier est lu par le processus principal au lancement du programme et analysé grâce au module GKeyFile de la librairie GLib [69]. Les valeurs sont stockées dans une structure qui est ensuite copiée pour être passée parmi les arguments des fils d'exécution qui seront lancés par la suite. Le listage 4.6 en présente un exemple.

1	[Main]	
2	client_ip = xxx.xxx.xxx.xxx	Adresse IP acceptée pour la télécommande
3		
4	[Analog]	
5	frequency = 1000	Fréquence d'exécution de l'acquisition analogique
6		
7	[RRI]	
8	frequency = 35	Fréquence d'exécution de la communication série
9	poll_status = true	Envoyer commandes de <i>polling</i> si file vide
10	send_empty_on_error = true	Purger le lien série avec \r en cas d'erreur
11	use_set_all_at = 2	Utiliser <i>sa</i> à partir de deux <i>dirty bits</i> à faux
12	cmd_queue_length = 10	Taille maximale de la file de commande
13		
14	[Debug]	
15	verbosity = 0	Envoyer des informations sur la console
16	dump_rri = true	Exporter le tube « dump_rri »
17	tracing = true	Exporter le tube « tracing »
18	dump_values = true	Exporter le tube « values »

Listage 4.6. Exemple de fichier de configuration

### 4.3.3 Validation

Nous réalisons à présent des tests de manière à valider le fonctionnement général du serveur, l'absence de bugs, et le comportement déterministe des tâches Xenomai.

#### 4.3.3.1 Gestion de la mémoire

La mémoire est en majorité allouée statiquement dans les tâches temps-réel. Seule la gestion de la file des commandes (voir 4.3.2.4) nécessite une allocation dynamique de la mémoire. Les *threads* Linux en revanche utilisent les fonctions `malloc/free` pour la lecture du fichier de configuration ou la communication réseau par exemple.

La recherche de fuites de mémoire dans un programme tel que celui-ci n'est pas aisée par les outils traditionnels, et particulièrement *Valgrind*, ne sont pas compatible avec ce mode de fonctionnement qui ne fait pas appel à la bibliothèque standard C. Afin de s'assurer de l'absence de fuite mémoire, nous avons procédé à une analyse minutieuse de l'utilisation de la mémoire dans le code, après quoi le programme a été exécuté pendant une longue durée.

La présence de fuite mémoire peut être à deux niveaux :

- dans le domaine Xenomai : dans ce cas, le programme quittera rapidement compte

tenu de la faible quantité de mémoire spécifiée au service de gestion mémoire du micro-noyau ;

- dans le domaine Linux : dans ce cas, la consommation de la mémoire augmentera continuellement pendant l'exécution.

Au bout d'une semaine d'exécution et plus de 20 000 000 de requêtes envoyées au système de propulsion, la consommation mémoire du programme était exactement identique à celle de son lancement. Nous pouvons donc en déduire qu'il n'y a pas de fuite de mémoire ni dans les tâches temps-réel, ni dans les tâches non déterministes.

### 4.3.3.2 Périodicité des fils d'exécution

Dans notre serveur, deux tâches sont exécutées avec une périodicité définie par l'utilisateur : la communication avec le système de propulsion (**rrimanager**) et l'acquisition de données analogiques (**analogmanager**). Ces tâches ont une fréquence opératoire respectivement de 35 Hz (fixée conformément aux tests réalisés dans le chapitre 3) et 1000 Hz. Nous souhaitons vérifier que ces contraintes sont bien respectées.

#### 4.3.3.2.1 Procédure expérimentale

La vérification de la régularité des tâches a tout d'abord été effectuées en analysant les trames émises par le serveur sur le lien RS232 comme illustré sur la figure 4.13. Ils nous permettent de constater pour un instant donné que le délai entre deux messages est conforme à la période demandée à l'ordonnanceur. Ce temps peut cependant dévier de la période théorique en raison des calculs réalisés pour générer le message qui sera émis. Suivant les cas (voir figure 4.12), ce calcul pourra être plus ou moins long (avec des différences de l'ordre de quelques microsecondes). Or, si l'ordonnanceur nous garantit que le fil d'exécution sera activé selon la période demandée, sa sortie dépend de nos calculs : les variations constatées sur le lien RS232 ne sont pas nécessairement signes d'une instabilité de notre implémentation dans Xenomai.

À notre connaissance, les outils de traçage tels que LTTng ne sont pas compatibles avec les versions actuelles de Xenomai. De plus, l'API de traçage du sous-système I-Pipe n'est disponible qu'en mode noyau, or nos tâches sont exécutées en mode utilisateur.

Nous nous basons donc ce test sur les méthodes fournies par Xenomai en espace utilisateur : la commande `rt_timer_read()` nous fournit le temps système en nanosecondes. Nous l'utilisons pour calculer la fréquence réelle et calculer le décalage avec la théorie. Nous réalisons deux essais de 126 000 itérations pour chacun (correspondant à une heure d'exécution

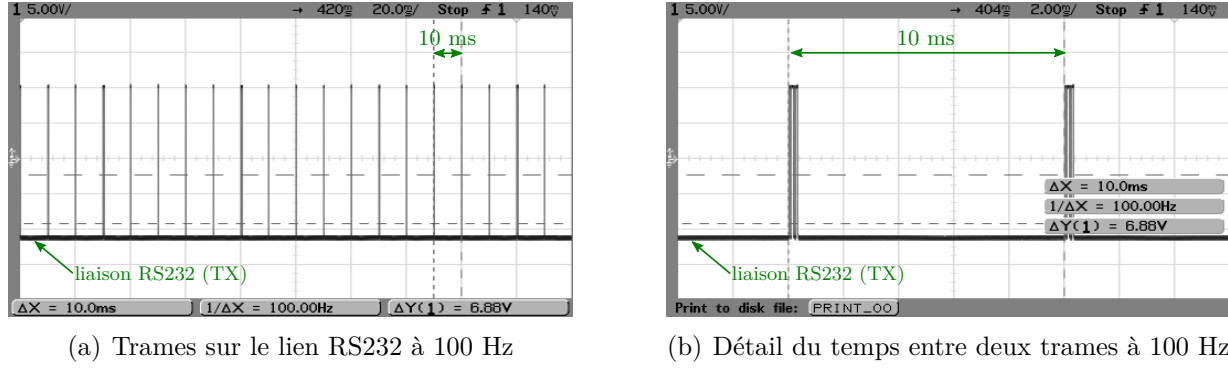


Figure 4.13. Analyse du temps entre deux trames sur le lien RS232.

à 35 Hz) : le premier en condition d'utilisation « normale », le second avec une forte charge sur le système, simulée par la commande `dd if=/dev/zero of=/dev/null`.

Le temps entre chaque entrée dans la boucle est exporté vers le tube « *tracing* » présenté plus haut. Nous recueillons ces données et les confrontons à la période théorique (respectivement de  $\frac{10^6}{35}$   $\mu$ s et 1000  $\mu$ s) pour obtenir les écarts survenus pendant la durée de l'enregistrement.

#### 4.3.3.2.2 Résultats

La répartition des écarts pour chacun des tests est présentée par la figure 4.14. Nous représentons également la zone contenant 95% des échantillons (c'est à dire de 2.5% à 97.5%) ainsi que l'écart le plus couramment constaté.

Nous pouvons remarquer que les quatre mesures donnent des résultats tout à fait conformes avec la littérature [59] avec notamment des écarts généralement constatés de l'ordre de la dizaine de nanosecondes. Ces résultats sont très stables puisqu'ils sont presque identiques bien que le système Linux soit fortement chargé. Cela traduit la bonne isolation du domaine Linux du domaine Xenomai.

Cependant, le fil d'exécution à 1000 Hz présente un nombre particulièrement élevé d'écarts autour des valeurs  $\pm 10.2$   $\mu$ s. La présence de ces écarts importants est responsable de la largeur de la zone contenant 95% des échantillons sur les figures 4.14(c) et 4.14(d).

#### 4.3.3.2.3 Discussion

Les écarts peuvent venir d'un conflit au niveau de l'ordonnanceur avec la tâche à 35Hz. Sur un grand nombre d'itérations, il se produit nécessairement des occasions où les deux fils d'exécutions doivent être lancés dans le même intervalle de temps. Or, puisque nous n'utilisons pas réellement la tâche d'acquisition analogique, sa priorité a été réglée comme

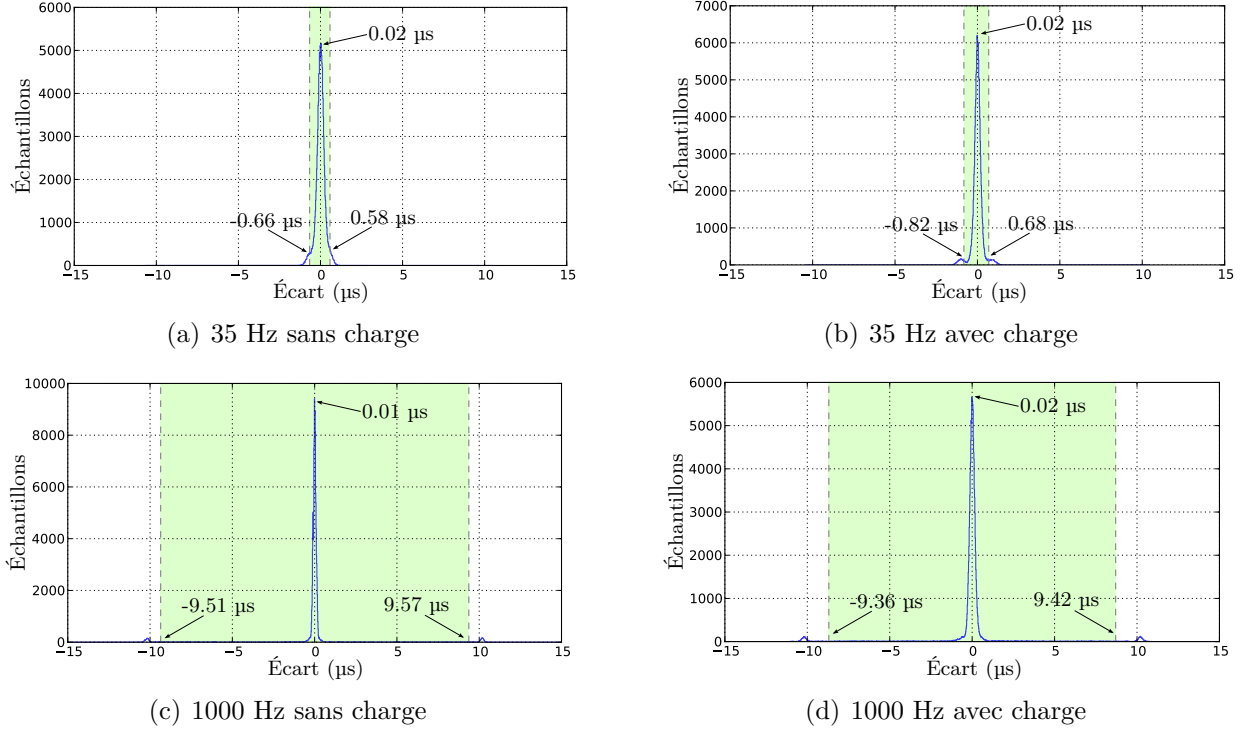


Figure 4.14. Écarts des fils d'exécutions temps-réel à leur période de référence. La section sur fond vert contient 95% des échantillons.

étant la plus faible de notre serveur. Notre hypothèse est donc qu'en ces occasions, elle cède sa place à `rrimanager`.

#### 4.3.3.3 Établissement du courant vu depuis le serveur

Pour finir, nous souhaitons évaluer l'évolution des gradients *tel que vu par le serveur* (et *in fine* par l'utilisateur). Nous avons testé en détail les aspects électriques du système de propulsion grâce à des mesures directes du courant dans le chapitre 3. Cependant ces outils ne sont pas disponibles lors d'une expérience de guidage. Le chirurgien doit se fier aux informations présentées par la télécommande, qui sont elles-même issues du serveur, ce dernier les recevant du contrôleur bas niveau... qui les obtient de la ligne de retour des alimentations (lien de *feedback*) : la chaîne est longue ! Nous souhaitons donc mesurer le temps qui s'écoule entre le moment où une valeur est inscrite dans l'état souhaité et le moment où la valeur « homologue » dans l'état réel devient identique.

### 4.3.3.3.1 Procédure expérimentale

Le système de propulsion est initialement allumé et prêt à établir du courant, mais toutes les valeurs sont à zéro. La télécommande est connectée au serveur et nous utilisons les *Powermate* pour régler du courant sur les trois axes. Le tube « values » est activé (voir 4.3.2.5) : cela nous permet d'obtenir les valeurs du segment de mémoire partagé. On conserve également les valeurs du tube « dump\_rri » pour mettre en relation les temps observés avec le contenu des messages échangés.

À la suite d'une demande d'établissement de courant, la valeur de courant demandée passe par exemple de 0 A à 400 A, le serveur dialogue avec le contrôleur pour que ce courant soit établi, et au bout d'un temps que nous cherchons à mesurer, la valeur réelle passera également de 0 à 400 A (avec éventuellement des valeurs intermédiaires).

### 4.3.3.3.2 Résultats

La figure 4.15 présente des résultats représentatifs des mesures effectuées. On s'intéresse particulièrement au temps écoulé avant que la valeur de courant appliqué coïncide avec la valeur de courant demandée (zone verte). L'axe X a reçu une demande  $0 \rightarrow 400$  A, l'axe Y :  $0 \rightarrow -186$  A et l'axe Z :  $0 \rightarrow -103$  A. Ces valeurs correspondent à des angles réglés par la télécommande sur les plans Z/X et Y/X respectivement de  $15^\circ$  et  $25^\circ$ .

Les temps en montée et en descente constatés sont compris entre 0.786 s et 1.986 s. À la fréquence de 35Hz, cela signifie qu'entre 27 et 70 commandes ont été envoyées durant ce temps. Pourtant, durant la première seconde, le contrôleur bas-niveau a systématiquement indiqué que les valeurs de courants étaient nulles. Au regard des tests du chapitre 3, il est probable que le courant était pourtant déjà établi.

### 4.3.3.3.3 Discussion

Bien que le temps de montée de quelques centaines de millisecondes ne soit pas susceptible de gêner l'utilisateur, un délai de 1 à 2 secondes avant son affichage est suffisamment important pour qu'il soit remarqué. Les causes de ce délai sont probablement multiples :

- délai de la mesure par l'alimentation et de l'envoi au contrôleur bas-niveau ;
- traitement de la mesure au sein des puces de chaque canal (le signal de *feedback* étant très bruité, le fabricant a décidé de lisser les valeurs plutôt que de les fournir directement) et rapatriement au circuit *master* ;
- l'absence de commande permettant d'obtenir les valeurs des trois axes en une trame oblige à interroger chaque canal séparément.

Réduire ce délai apporterait un double avantage : la relative immédiateté de l'affichage accroîtrait la confiance de l'utilisateur envers le système qu'il utilise ; et, une fois de plus,

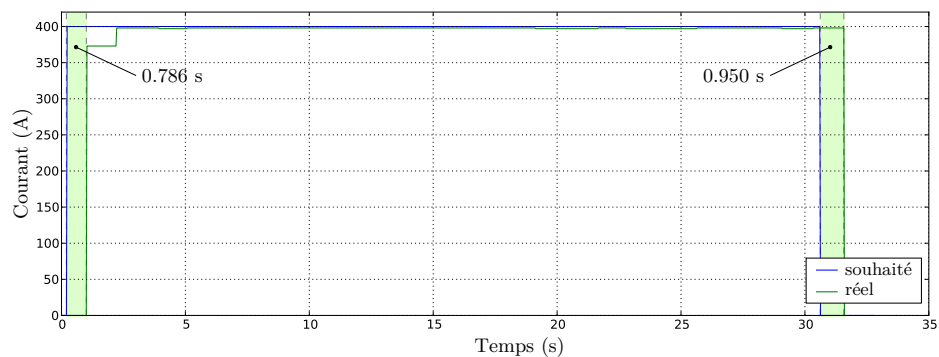
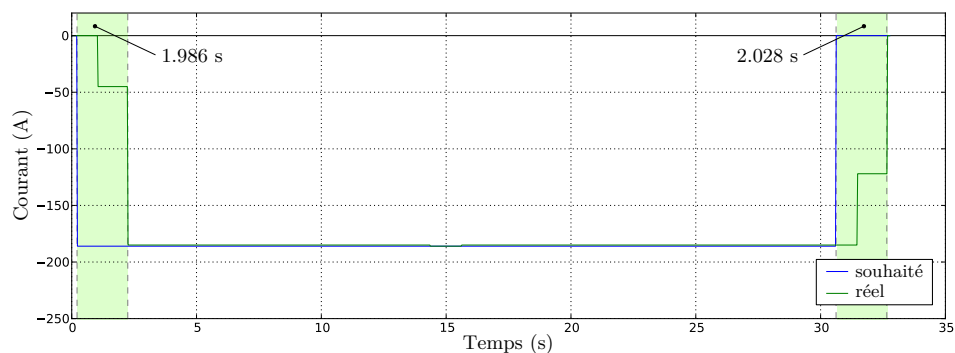
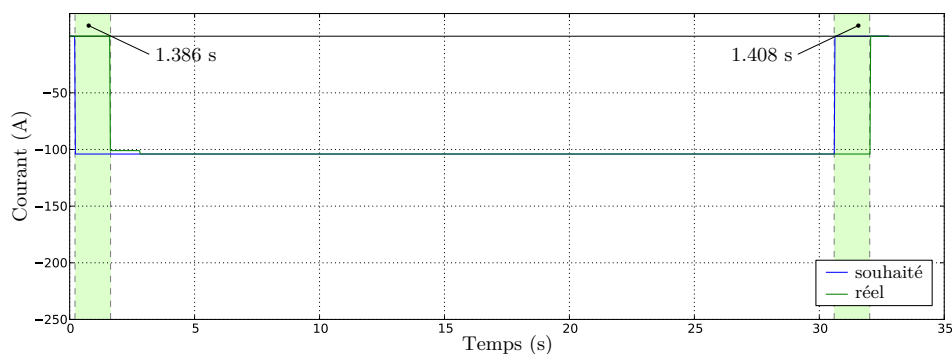
(a) Axe X :  $0 \rightarrow 400$  A puis  $400 \rightarrow 0$  A(b) Axe Y :  $0 \rightarrow -186$  A puis  $-186 \rightarrow 0$  A(c) Axe Z :  $0 \rightarrow -103$  A puis  $-103 \rightarrow 0$  A

Figure 4.15. Évolution des valeurs de courants souhaitées et constatées par le serveur. La courbe bleue indique les valeurs souhaitées par l'utilisateur et la courbe verte les valeurs de courant réellement établi transmises par le contrôleur bas niveau. La zone verte représente le temps écoulé entre la demande de courant et son application effective.

cela permettrait de développer des algorithmes de contrôle automatique. Pour cela, on peut envisager de profiter du module d'acquisition analogique pour obtenir les amplitudes de courant réelles grâce à des sondes de courant externes au système de propulsion : ce système serait à la fois plus rapide et plus fiable.



## 4.4 Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons créé les outils nécessaires pour réunir les équipements matériels que sont l'IRM et le système de propulsion en une plateforme utilisable par une équipe médicale pour réaliser des expériences de guidage.

La télécommande a un rôle d'abstraction de l'architecture sous-jacente : l'utilisateur donne ses instructions et entend qu'elles soient exécutées correctement. Suite à la création d'un serveur prototype, nous avons donc porté une attention particulière à ce que le serveur temps-réel final joue ce rôle de vérification des valeurs mesurées.

## CHAPITRE 5

### VALIDATION IN-VIVO

Les travaux présentés ici s'inscrivant dans le contexte du projet de guidage de cathéters magnétiques, il est important de valider le fonctionnement du système dans son ensemble et dans des conditions réalistes. Nous nous intéressons particulièrement aux étapes de localisation, de propulsion et de contrôle qui font l'objet de ce mémoire, mais également les autres aspects du projet : la reconstruction d'un volume 3D représentant le système vasculaire du patient, l'affichage de la localisation de l'embout du cathéter sur ce volume, et bien sûr les performances de guidage de l'embout de cathéter lui-même.

Si les tests réalisés jusqu'ici ont toujours eu pour objectif de représenter le plus fidèlement la réalité, le passage aux expérimentations *in-vivo* apporte des éléments uniques :

- le travail avec une équipe médicale, dont les connaissances et le « langage » sont différents ;
- la collaboration de 10 personnes au lieu de 3 ;
- la présence de contraintes techniques non simulables *in-vitro* : friction des vaisseaux, mouvements de respiration. . .
- la présence de nombreuses inconnues : géométrie du système sanguin unique à chaque spécimen, bruit intense et artéfacts dans le signal de l'IRM. . .
- la « pression » liée à la rareté des expériences réalisables.

L'expérience de guidage du cathéter est plus aisée si les vaisseaux dans lesquels nous naviguons sont larges. En effet cela nous permet d'utiliser un embout plus gros, ce qui amène à la fois une plus grande force magnétique pour le guidage, et un plus fort signal pour la localisation. Cependant les bobines de gradients utilisées et présentées au chapitre 3 ont un diamètre interne de 25 cm. Dans cet espace doit être contenu : l'animal, son support, son « tapis chauffant » (destiné à maintenir sa température stable malgré l'anesthésie) et l'antenne d'IRM. Le choix s'est donc porté vers des expériences sur des lapins (race dite « de Nouvelle-Zélande ») qui représente le meilleur compromis.

## 5.1 Objectifs

Nous testons le guidage magnétique du cathéter aux intersections de quatre artères à partir de l'aorte abdominale du lapin indiquées sur la figure 5.1.

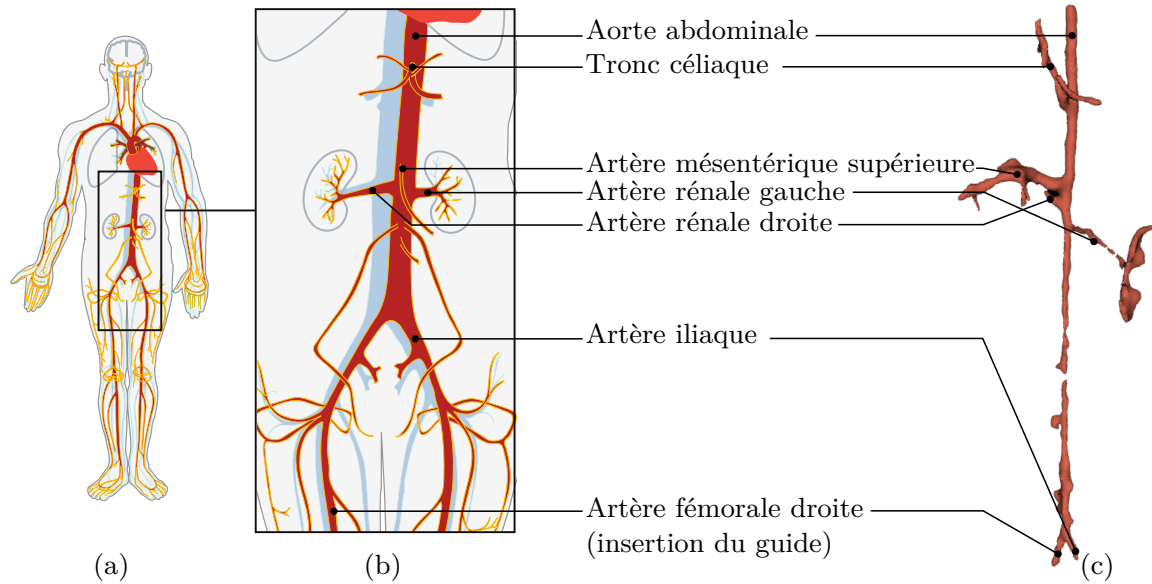


Figure 5.1. Présentation des artères ciblées. (a) et (b) Système vasculaire humain et détail de notre zone d'intérêt [70] (c) Modèle vasculaire de lapin reconstruit après angiographie dans 3DSlicer.

Ces expériences sont le point de convergence des trois parties de notre projet. Nous souhaitons valider ici l'ensemble de la technique de guidage : le fil-guide et son embout, l'affichage médical et l'imagerie du système vasculaire, et la plateforme de localisation et de propulsion. Nous testerons le guidage avec et sans l'aide des gradients magnétiques. La localisation sera effectuée par notre implémentation de la technique MS-SET, et les résultats seront confirmés par des images IRM conventionnelles.

## 5.2 Procédure expérimentale

Le déroulement présenté ici est une description des étapes nécessaires à la réalisation de l'expérience du point de vue « ingénierie » : les nombreuses étapes à caractère médical ont été enlevées, le lecteur intéressé pourra se référer à l'annexe B pour le protocole complet. Puisqu'il s'agit d'une étude *in-vivo*, celui-ci a été validé par le comité d'éthique de l'Université de Montréal.

Les personnes impliquées dans ces expériences sont issues pour partie du laboratoire de Nanorobotique (équipe « ingénieur ») ainsi que du CHUM et de l'animalerie de l'UdeM (équipe « médicale »). L'annexe A présente une photographie des personnes présentes.

### 5.2.1 Présentation des salles

Les expériences *in-vivo* se déroulent dans l'Unité Nanorobotique d'Intervention Médicale (UNIM) située dans le bâtiment J.-A. Bombardier de l'École Polytechnique.

La figure 5.2 présente une vue de la salle contenant l'IRM et où se déroulent les séquences d'angiographie, les séquences de *tracking*, ainsi que les étapes de guidage. Le lapin est placé sur un support permettant qu'il se trouve en suspension au centre de l'IRM. En effet nous ne pouvons pas utiliser la table amovible de l'IRM car elle empêcherait l'insertion des bobines de propulsion lors des phases de guidages avec gradient magnétique. Lors des phases de localisation ou de guidage sans gradients, elles sont placées en arrière de l'IRM, c'est pour quoi elles ne sont pas visibles sur la photographie. Deux projecteurs affichent en face du chirurgien les informations nécessaires au guidage :

- Le logiciel 3DSlicer (voir p.4) qui superpose les données de localisation et d'orientation de gradient sur une reconstitution du système vasculaire du lapin.
- La fenêtre « double boussole » de la télécommande (voir 4.1.2.2) qui affiche les informations du système de propulsion.

Le chirurgien a également à sa disposition le périphérique d'entrée, connecté par USB à un ordinateur situé à l'extérieur dans la salle de contrôle.

Les tâches non médicales (lancement de séquences IRM, surveillance du système de propulsion, surveillance des données physiologiques du lapin – oxymètre –, etc) sont effectuées depuis la salle de contrôle présentée sur la figure 5.3.

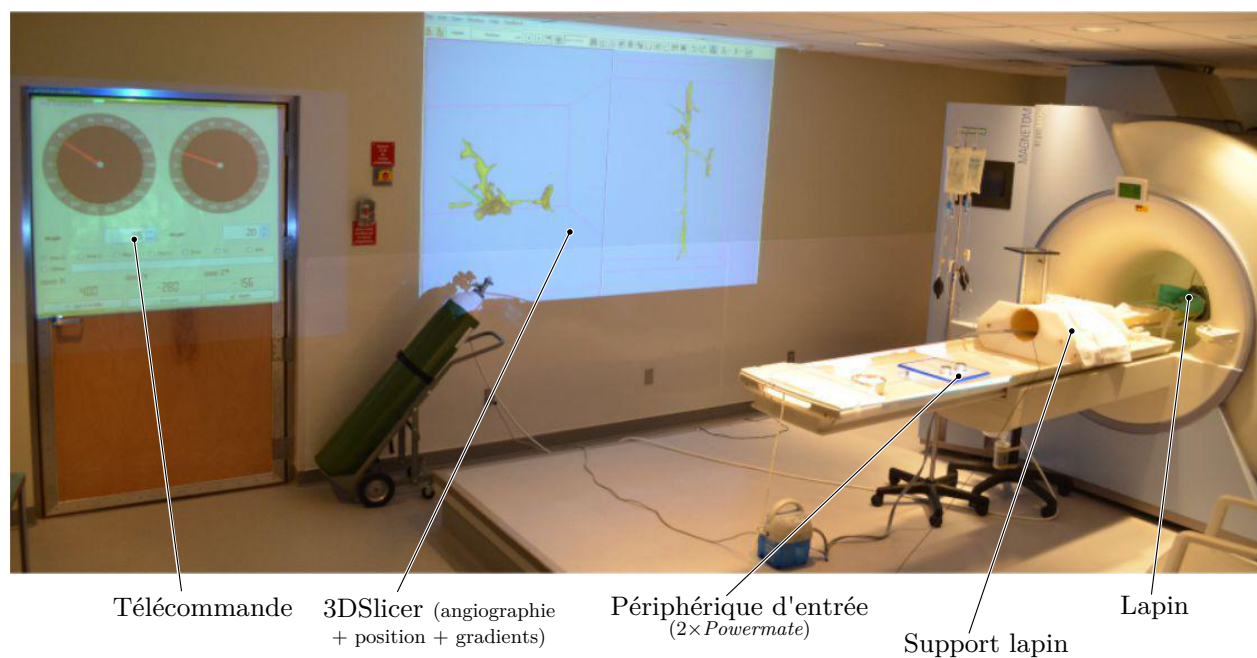


Figure 5.2. Salle IRM.

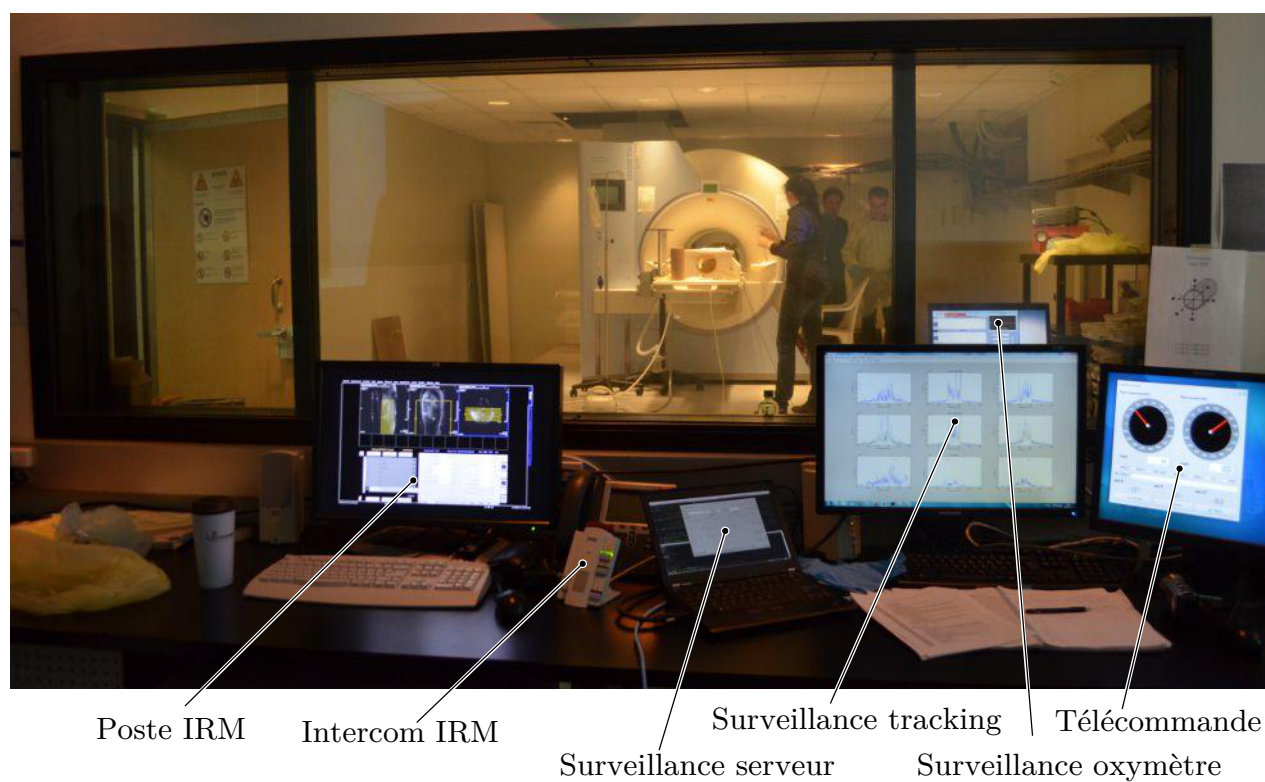


Figure 5.3. Salle de contrôle.

## 5.2.2 Préparation

L'expérience nécessite plusieurs étapes de préparation avant que l'on puisse effectuer le guidage du guide à proprement parler.

### 5.2.2.1 Calibration du tracking

Le tracking étant *relatif* (par opposition à *absolu*), il est nécessaire de connaître précisément la position d'origine du dispositif et le repère dans lequel il évolue.

Pour cela, nous utilisons un embout de pipette (tel que présenté par la figure 5.4(a)) que nous plaçons à des endroits prédéfinis dans une boîte à embouts (figure 5.4(b) et 5.4(c)). L'embout est dans un premier temps muni d'une bille identique à celle fixée au fil-guide et l'on effectue l'acquisition de sa position en huit points différents représentant un cube. Puis, la bille est remplacée par une goutte de *gadolinium* (ProHance, Bracco, Italie)<sup>1</sup> et déplacée aux même huit positions alors que nous réalisons une acquisition standard avec l'IRM.

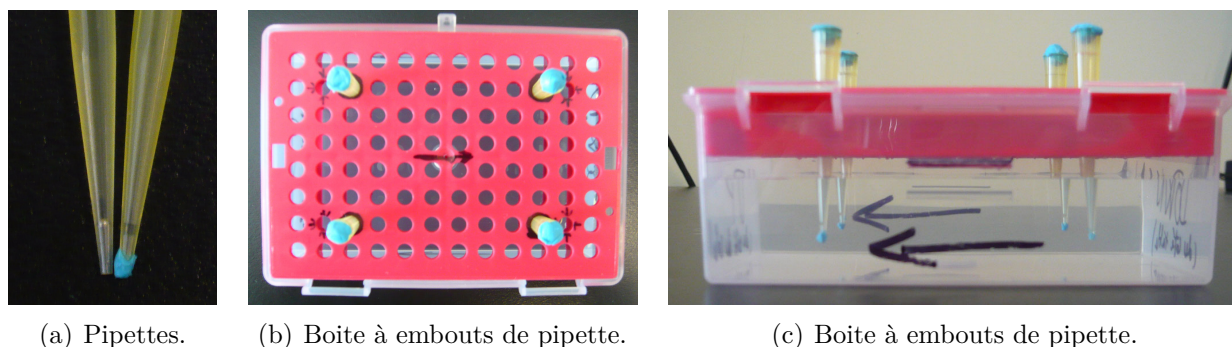


Figure 5.4. Dispositif de calibration.

Les 16 acquisitions ainsi effectuées sont importées dans le logiciel 3DSlicer où l'on fera correspondre les huit points de l'acquisition « tracking » avec ceux de l'acquisition « IRM ». Cette correspondance entre les deux repères en présence est l'étape de *recalage* (figure 5.5).

Grâce à cette étape, les positions acquises ultérieurement par la séquence de *tracking* viendront se superposer automatiquement sur l'image du système vasculaire.

---

1. Le gadolinium est un agent de contraste communément utilisé en imagerie IRM. Dans notre cas, la goutte apparaît comme un point blanc (forte intensité de signal) sur l'image.

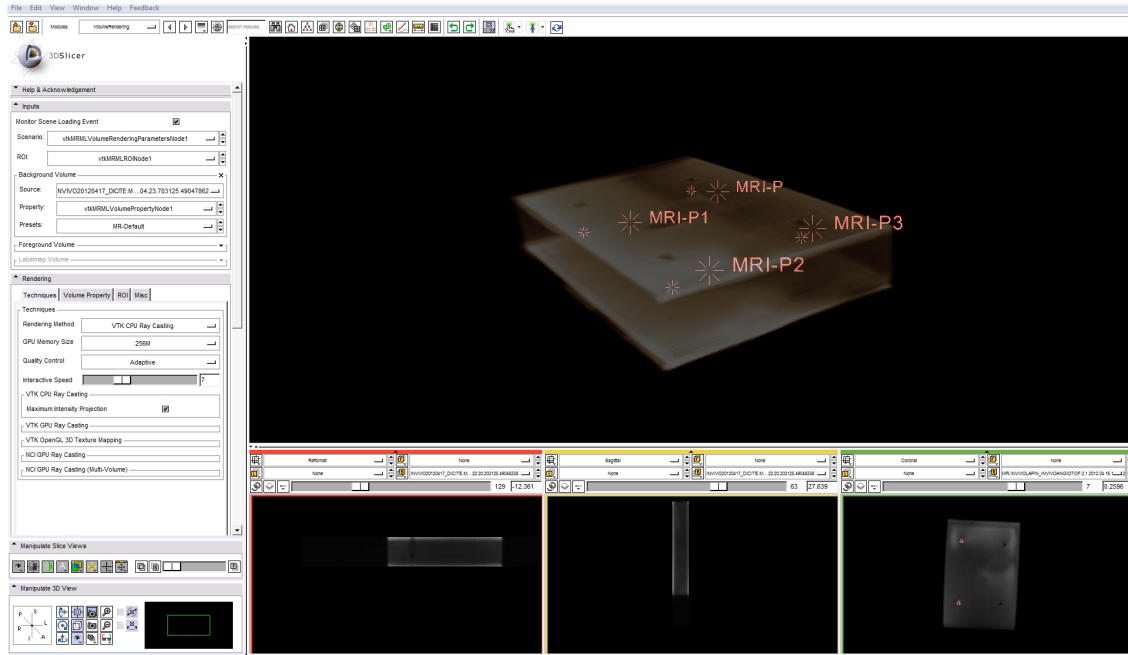


Figure 5.5. Recalage du repère d'imagerie avec le repère de *tracking* dans 3DSlicer (B. Conan).

### 5.2.2.2 Réalisation de l'angiographie

L'angiographie est la réalisation de séquences d'imagerie IRM visant à obtenir des informations sur les vaisseaux sanguins. Notre but est d'obtenir suffisamment d'informations pour pouvoir reconstruire un volume 3D du système vasculaire. L'étude des techniques d'angiographie et la reconstitution du modèle 3D entre dans le cadre de la maîtrise de B. Conan. Cette étape est essentielle pour la suite des tests puisque c'est sur ce volume reconstruit que seront superposées les positions détectées par le *tracking* et l'orientation de la force magnétique. La qualité de l'imagerie est tout aussi importante que la qualité de la localisation pour permettre au chirurgien de prendre les meilleures décisions.

Deux types de séquences d'IRM sont réalisées pour obtenir la reconstruction. La première est appelée « Time of Flight », elle se base sur le mouvement du sang pour le différencier des tissus environnants, la seconde utilise un agent de contraste (le *gadolinium* évoqué plus haut) pour augmenter le signal dans les vaisseaux sanguins. Un algorithme de segmentation reconstitue alors un volume 3D à partir de ces images. La figure 5.6(c) présente le résultat de cette étape.



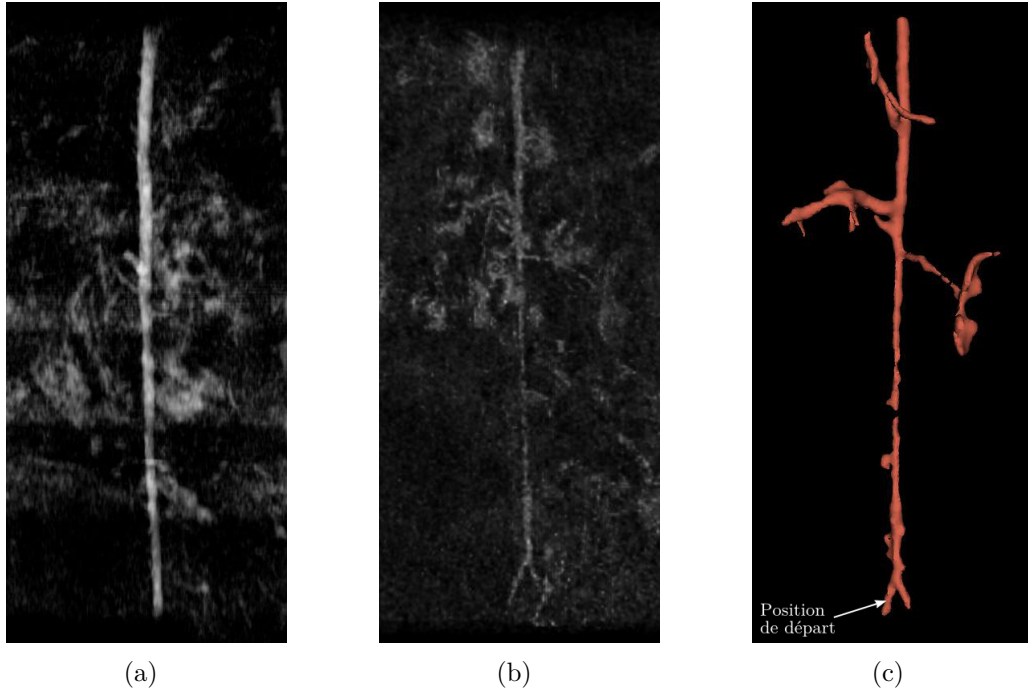


Figure 5.6. Angiographie et reconstruction. (a) Angiographie TOF (b) Angiographie avec *gadolinium* (c) reconstruction à partir de (b) (B. Conan).

### 5.2.2.3 Introduction initiale du fil-guide et second recalage

Le cathéter est introduit par l'incision réalisée dans l'artère fémorale du lapin (voir figure 5.1). Il est avancé jusqu'à ce qu'il entre dans la zone de visualisation de l'IRM (*field of view*), soit le bas de l'artère abdominale. Nous effectuons une séquence de *tracking* ainsi qu'une séquence d'imagerie standard pour confirmer la position de l'embout.

De part le principe du tracking, il est important pour obtenir les meilleurs résultats possible d'effectuer la corrélation entre des signaux acquis dans des conditions similaires. Ici, la première acquisition qui sert de base à la corrélation est celle issue de l'étape de calibration (5.2.2.1) : elle est réalisée dans des conditions bien différentes de celles du reste de l'expérience. En effet le signal enregistré lors de cette étape est très peu bruité puisque seul le volume d'eau dans lequel est plongé la bille est présent dans le tunnel de l'IRM. Au cours du reste de l'expérience, la situation est tout autre : c'est un animal vivant, accompagné de matériel de respiration et d'un tapis chauffant qui est présent : le rapport signal sur bruit (SNR) est très fortement diminué.

Nous effectuons donc une nouvelle « acquisition initiale » lorsque le fil-guide est en place pour effectuer le calcul de corrélation entre des signaux comparables. La position détectée et validée est sauvegardée dans le logiciel 3DSlicer et la ré-initialisation est effectuée.



### 5.2.3 Guidage

Une fois les étapes de préparations effectuées, nous avons un fil-guide muni d'un embout magnétique (pour la localisation et la propulsion) en place dans l'artère fémorale droite. L'embout du guide est placé de manière à apparaître dans le bas de notre zone d'imagerie, c'est à dire peu avant d'entrer dans l'aorte abdominale : cela correspond à la flèche blanche sur la figure 5.6(c).

#### 5.2.3.1 Tracking

L'étape de *tracking* se fait selon les modalités expliquées dans le chapitre 2. En raison des difficultés liées au très faible rapport signal/bruit dans les conditions *in-vivo*, le temps de relaxation entre chaque axe est fortement allongé à une seconde. Ainsi, deux secondes<sup>2</sup> sont nécessaires à l'obtention des coordonnées du déplacement de la tête du guide. Pour cette raison, il a été décidé de ne pas laisser le tracking fonctionner en continu : le taux de rafraîchissement aurait été trop faible pour que l'utilisation soit confortable, et cela aurait incité le chirurgien à continuer d'avancer le guide pendant l'acquisition. Ce mouvement du guide aurait quant à lui provoqué un artefact de mouvement invalidant le tracking.

Le chirurgien avance le fil-guide manuellement de quelques centimètres. Lorsqu'il le souhaite, il demande une mise à jour de la position de la bille comme il le ferait en chirurgie classique assistée d'un fluoroscope.

La séquence de tracking est effectuée et la position est mise à jour dans le logiciel 3DSlicer. Nous procédons ainsi jusqu'à ce que le guide arrive proximité (2 à 3 cm) d'une intersection.

#### 5.2.3.2 Propulsion

Lorsque la tête du fil guide est en place pour tenter de franchir une intersection, nous interrompons la phase de localisation et nous insérons le cylindre de propulsion dans le tunnel de l'IRM.

Le chirurgien règle alors l'angle du vecteur de propulsion avec le périphérique d'entrée (joystick ou powermate, voir 4.1.3). Comme indiqué précédemment, le guidage se fait en « mode carré » : nous maximisons la force du gradient pour obtenir la plus grande déflexion du guide.

Pour faciliter le réglage du gradient, le chirurgien dispose de deux outils : un vecteur dans 3DSlicer représentant la direction obtenue, et la télécommande qui indique les valeurs détaillées du courant qui serait appliqué (voir figure 4.1 p.71). Lorsque l'orientation est définie, une pression sur le bouton permet de lancer l'application du gradient. Le chirurgien avance

---

2. Les données sont disponibles avant la troisième relaxation

alors le fil-guide de quelques centimètres pendant que la force magnétique guide la tête de celui-ci dans l'intersection. Dès que l'on estime que le guide a été suffisamment avancé, la force magnétique est relâchée, les bobines de gradients retirées, et on effectue une séquence de tracking pour vérifier la position finale de la tête du fil-guide.

Le fil-guide est alors ramené dans l'artère abdominale et la procédure est alors répétée pour les autres intersections prévues au protocole.

#### 5.2.4 Expériences réalisées

Cinq expériences ont été réalisées. La première expérience était uniquement destinée à mieux connaître les conditions d'imagerie, qui sont très différentes de celles auxquelles nous sommes habitués en *in-vitro*. En plus des tests d'angiographie qui ont permis d'affiner le procédé de reconstruction du modèle 3D, des essais ont été effectués pour connaître les possibilités de tracking dans les conditions in-vivo et nous adapter aux nouvelles contraintes. Les suivantes incluaient l'ensemble des tests de validation de notre plateforme. Les expériences #2 et #3 ont été réalisées avec la version non temps-réel du serveur, contrairement à l'expérience #5 où nous avons pu utiliser le résultat des travaux sur Xenomai. Les quatre expériences suivantes ont inclus la procédure de guidage par gradient magnétiques.

Tableau 5.1. Liste des expériences in-vivo réalisées. Le tableau présente également le type de serveur de contrôle utilisé, entre parenthèses figure la fréquence de communication avec le système de propulsion.

#	Date	Objectif	Commentaire
1	22/11/2011	Tests angiographie Tests tracking	Préparation des expériences futures
2	06/12/2011	Protocole complet	Serveur Qt (12 Hz)
3	13/12/2011	Protocole complet	Serveur Qt (12 Hz)
4	31/01/2012	Protocole complet	Interrompu pour raison médicale
5	17/04/2012	Protocole complet	Serveur Xenomai (35 Hz)

### 5.3 Résultats

Les résultats des expériences *in-vivo* sont réunis dans le tableau 5.2 : les expériences « témoins » pour lesquelles il n'y a pas eu d'application de gradients magnétiques figurent au tableau 5.2(a) alors que celles qui en ont bénéficié figurent au tableau 5.2(b). Chaque ligne représente un ensemble de une ou plusieurs tentatives de franchissement d'une artère donnée, lors d'une des expériences. Pour chacune, nous indiquons l'angle que fait l'artère « cible » avec l'aorte abdominale, et le nombre de succès par rapport au nombre d'essais.

Tableau 5.2. Résultat des guidages *in-vivo* dans les artères.

(a) Sans gradients magnétiques						
#	Artère	Angle				Résultat
3	Rénale droite	60°				0/1 <input type="checkbox"/>
5	Rénale droite	41°				0/3 <input type="checkbox"/>
5	Rénale gauche	98°				0/3 <input type="checkbox"/>
5	Iliaque	111°				0/10 <input type="checkbox"/>

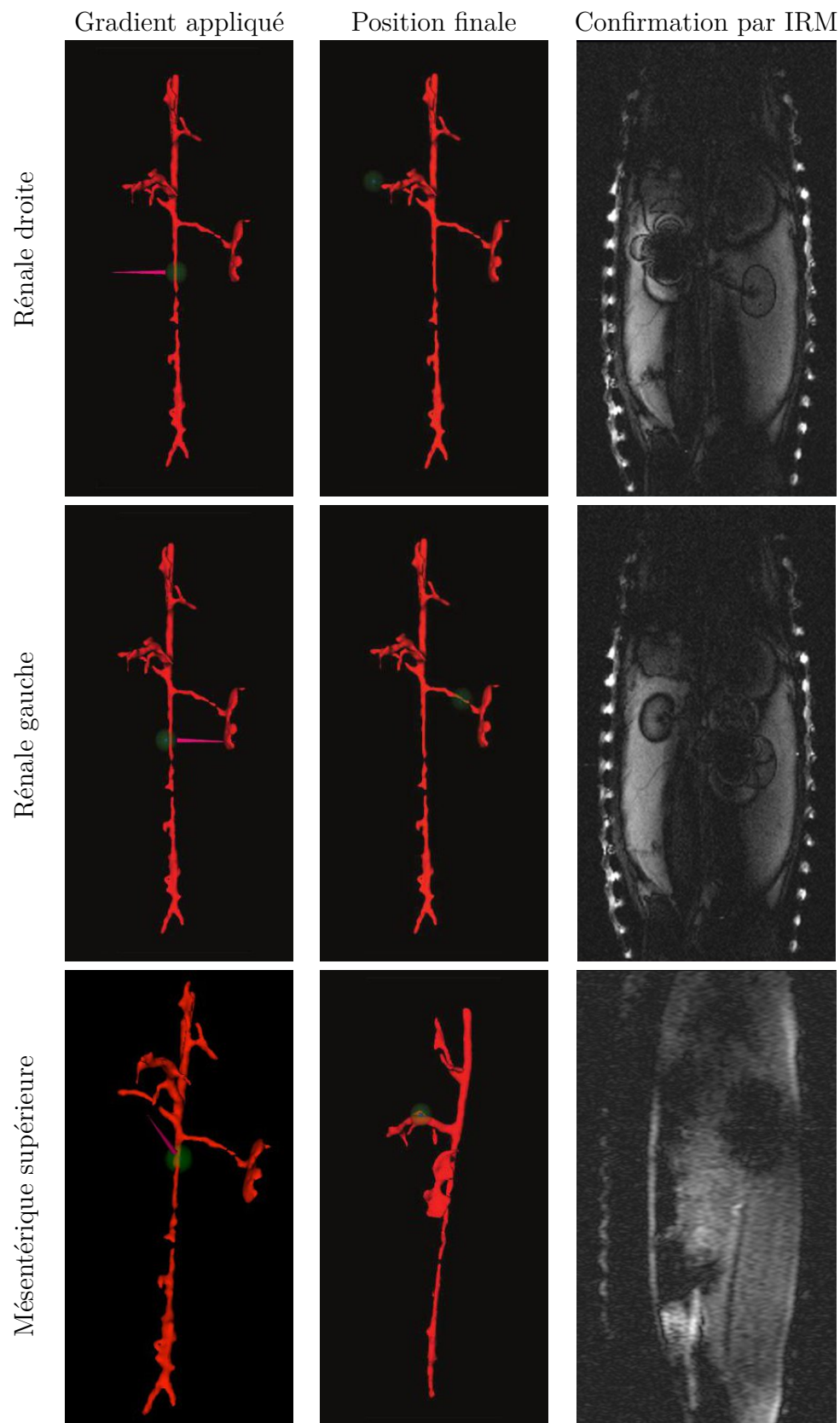
  

(b) Avec gradients magnétiques						
#	Artère	Angle	Gradient (mT/m)			Résultat
			X	Y	Z	
2	Rénale droite	50°	460			1/1 <input checked="" type="checkbox"/>
3	Rénale droite	60°	460			1/1 <input checked="" type="checkbox"/>
3	Rénale gauche	105°	-460			1/1 <input checked="" type="checkbox"/>
3	Mésentérique supérieure	77°	123	-463		1/1 <input checked="" type="checkbox"/>
5	Rénale droite	41°	460	-213	-183	3/3 <input checked="" type="checkbox"/>
5	Rénale gauche	98°	-431	-156	459	3/4 <input checked="" type="checkbox"/>
5	Iliaque	111°	-217	151	459	1/4 <input checked="" type="checkbox"/>

Nous pouvons constater que les quatre artères visées ont pu être atteintes au moins à une reprise avec le guidage magnétique, alors que nous n'avons obtenu que des échecs lors des tentatives sans gradient.

Les figures du tableau 5.3 sont représentatives de trois de nos essais réussis : on retrouve trois images pour chaque artère (rénale droite et gauche, mésentérique inférieure) : une image extraite de 3DSlicer représentant le vecteur de gradient appliqué (le point vert indiquant la position de la tête du guide avant de franchir l'intersection), la position détectée après l'essai, et une confirmation réalisée avec l'imagerie IRM traditionnelle. L'artère iliaque n'est pas représentée sur le tableau 5.3 car la tête du guide se trouvait à l'extérieur de la zone de *tracking* lors de l'essai réussi, il a cependant été bien confirmé par une séquence IRM conventionnelle.

Tableau 5.3. Images des résultats de guidage pour les artères rénales droites et gauche, et mésentérique supérieure.



## 5.4 Conclusion et discussion

Les résultats des expériences *in-vivo* montrent que la plateforme que nous proposons apporte une aide précieuse pour le guidage du guide. Il a été possible de guider un fil-guide au travers des quatre bifurcations visées, alors qu’aucune n’a pu être passée avec succès sans l’aide des gradients magnétique. La réduction du nombre d’artères ciblées par rapport aux essais *in-vitro* s’explique par deux facteurs : les artères de petites tailles n’étaient souvent pas visible sur l’angiographie, il n’était donc pas possible de les viser ; et la bille métallique constituant l’embout du fil-guide s’est détachée à plusieurs reprises, obligeant alors à interrompre l’expérience.

Puisque nous testions ici une plateforme dans son ensemble, c’est l’ensemble de ses composants qui est validé. Pour les parties qui nous intéressent dans ce mémoire, on note que la localisation du dispositif a fonctionné correctement puisque ses résultats se sont toujours vu confirmés lorsque nous réalisons une séquence d’imagerie standard. Elle a permis au chirurgien de positionner son guide en avant de l’intersection à franchir et de détecter si la tentative avait été un succès ou non. Nous avons pu cependant constater des erreurs de localisation lorsque le guide se trouvait à proximité de la limite haute de la zone d’imagerie (au dessus du tronc cœliaque sur la figure 5.1). Notre hypothèse est que la proximité des poumons provoque à la fois des artéfacts de mouvement et des artéfacts liés à la présence d’air. En effet, nous avons pu constater au cours des expériences préliminaires de tracking que les bulles d’air provoquant des artéfacts miniatures semblables à ceux provoqués par la bille métallique elle-même. Ce phénomène est lié à la différence de susceptibilité magnétique entre l’air et l’eau (ou tout autre tissu) : à l’interface de ces deux milieux apparaît un gradient de champ magnétique local susceptible de brouiller le signal de tracking [17].

Les gradients magnétiques fournis par le système de propulsion ont également joué leur rôle et le guidage a été rendu possible dans les artères situées dans des directions très différents grâce aux grandes amplitudes disponibles en trois dimensions. Les délais constatés dans le chapitre 3 n’ont pas été source de problèmes au cours de ces expériences.

Enfin, notre architecture informatique composée du logiciel 3DSlicer, du logiciel de « télécommande » et du serveur a bien permis au médecin situé dans une salle d’opération de contrôler de manière efficace. La complexité réelle des opérations de localisation et de propulsion est « masquée » du personnel médical par l’affichage de données pertinentes et visuelles, et par l’utilisation de périphériques d’entrée intuitifs.

## Périphérique d'entrée

Lors de la première expérience incluant le guidage du fil-guide (expérience n° 2), nous avons présenté au chirurgien la manette de jeu de type « joystick » permettant un contrôle en 3D du vecteur avec un seul dispositif (*Force 3D Pro*, Logitech, Suisse). Il s'est avéré que cette interface n'était pas correctement adaptée au travail du chirurgien. Les médecins sont en effet habitués à travailler à l'aide de plusieurs plans 2D. Le contrôleur 3D qui nous semblait pertinent au premier abord ne correspondait pas à ses habitudes de travail et ne lui permettait donc pas de faire les réglages de manière efficace.



(a) Utilisation du joystick 3D



(b) Utilisation des boutons rotatifs

Figure 5.7. Utilisation des périphériques d'entrée.

C'est à la suite de cette expérience que nous avons remplacé le joystick par deux boutons rotatifs (*Powermate*, Griffin Technology, Nashville, USA). Ces dispositifs ont chacun la responsabilité de l'angle que fait le vecteur avec l'un des deux plans, respectivement le plan coronal (Z/X) et le plan transversal (Y/X). Le retour d'expérience sur ce nouveau mode de contrôle par le chirurgien s'est révélé très positif.

*Note :* L'utilisation de périphériques USB proches du tunnel de l'IRM est sujette à précaution. Dans un cas, nous avons soupçonné que ceux-ci captaient de l'énergie des ondes RF et/ou des changements de gradients magnétiques, cette énergie étant alors conduite par le câble USB jusque dans la salle de contrôle où elle a amené à une panne des ports USB du PC.

## Systèmes de coordonnées

Les différents systèmes de coordonnées en vigueur dans l'expérience constituent une difficulté qui a été initialement sous-estimée. En effet, on peut compter trois repères différents :

- le repère de l'IRM (fig. 5.8(a)) ;
- le repère du système de propulsion (fig 5.8(b)) ;
- le repère d'usage dans le milieu médical (fig 5.8(c)).

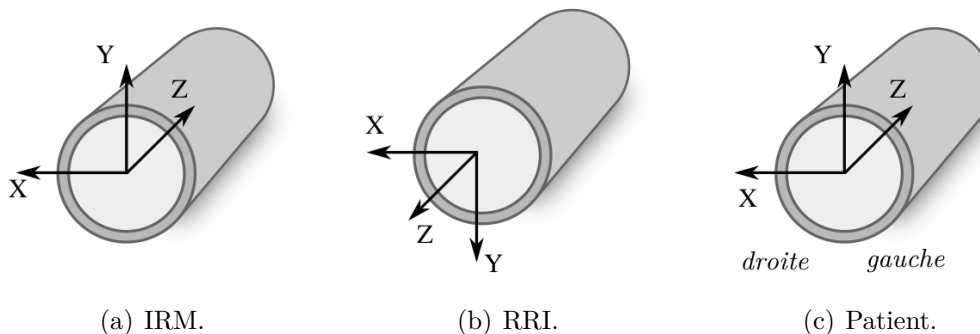


Figure 5.8. Différents repères en présences lors de la procédure de navigation.

L'utilisation de ces trois repères est source de conflits tant au niveau informatique qu'au niveau de la communication orale entre les personnes de milieu professionnel différent.

Notons que dans le cas du système de propulsion (« repère RRI »), nous pouvons envisager d'aligner les orientations d'axes avec le repère de l'IRM en inversant les connexions électriques à la sortie des ponts en H (voir la représentation du système en 3.1.2). L'uniformisation des repères est réalisée dans ces travaux avec une solution logicielle.

## Impossibilité du tracking et de la propulsion en même temps

La navigation de guide souffre d'un manque de fluidité lié à l'incompatibilité du tracking réalisé par l'IRM avec la propulsion réalisée par du matériel additionnel. L'insertion et le retrait des bobines (dont le poids est estimé à 200 kg) est réalisée par une à deux personnes. Si chaque mouvement ne prend que quelques secondes, cela interrompt néanmoins le déroulement de l'expérience et empêche le chirurgien de faire de nombreux essais.

Cette situation devrait cependant trouver une issue dans un futur proche grâce à l'acquisition d'un système de spectroscopie par résonance magnétique relié à second *insert* de gradients magnétiques spécifiquement conçu pour de l'imagerie IRM et prenant place à l'*intérieur* du matériel de propulsion. Grâce à ce nouveau matériel, *tracking* et propulsion pourront cohabiter et le passage de l'un à l'autre pourra se faire de manière immédiate et transparente.

## CHAPITRE 6

### CONCLUSION

#### 6.1 Synthèse des travaux

Au cours des travaux de cette maîtrise, nous avons mis en place une plateforme à même de réaliser la navigation d'un fil-guide muni d'un embout magnétique de 0.9 mm de diamètre. Les travaux sont organisés autour du triptyque « capteur – actionneur – contrôleur ».

Nous avons implémenté la technique de localisation d'éléments ferromagnétiques MS-SET dans l'architecture informatique de l'IRM du laboratoire de Nanorobotique. Nous avons évalué les performances de l'implémentation et déterminé les paramètres qui l'influencent. Nous avons pu constater la présence de nombreux facteurs (fréquence d'excitation, vitesse des acquisitions, sources de bruit, etc.) influençant la possibilité de réaliser cette localisation : il est souvent nécessaire de faire de nombreux essais-erreurs et compromis pour surmonter les artéfacts parasites. Les expérimentations *in-vitro* ont montré une bonne adéquation de la méthode pour la localisation de guides avec embout.

Nous avons ensuite étudié le système de propulsion proposé pour permettre le guidage par gradients magnétiques. Ce matériel prototype a été testé pour en évaluer les capacités et nous avons pu appréhender son utilisation afin d'en tirer partie dans notre plateforme. Notre caractérisation du système de propulsion nous a permis d'identifier deux défauts majeurs : le temps de montée des gradients magnétiques est trop élevé, et le protocole de communication avec le contrôleur bas niveau n'est pas adapté à un échange automatisé à haute fréquence. Au regard des différents dispositifs que nous comptons guider à court et moyen terme, nous pouvons valider l'utilisation de ce matériel pour le guidage de cathéters et fil-guides. Son utilisation pour le guidage d'éléments libres (particules magnétiques) sera en revanche restreint aux expériences ne nécessitant pas de changer fréquemment l'orientation du gradient magnétique.

Enfin, nous avons mis en place des outils logiciels pour permettre une utilisation intuitive et efficace du système de propulsion. Les deux principaux outils développés sont un serveur de contrôle temps-réel lié au système de propulsion, et son interface graphique avec qui il communique par le réseau. Les mesures effectuées indiquent une grande stabilité de notre architecture sur le long terme, et les résultats expérimentaux *in-vitro* et *in-vivo* confirment son adaptation à notre utilisation.

Le travail présenté dans ce mémoire a pu être testé lors de procédures *in-vivo*, conjointe-



ment aux autres aspects du projet de guidage de cathéter et guides par gradients magnétiques. Cette expérience représente un test en « conditions réelles » de la plateforme développée qui bénéficie alors d'une validation par l'utilisateur à qui elle est destinée : l'équipe médicale.

## 6.2 Limitations de la solution proposée

Nous avons pu naviguer avec succès un guide et son embout de 0.9 mm de diamètre, mais des limitations apparaissent pour la miniaturisation du dispositif. D'une manière générale, les performances des systèmes de propulsion et de localisation évoluent avec le cube de son diamètre. Si nous divisons par deux le diamètre de notre bille, nous avons huit fois moins de signal pour réaliser le tracking et huit fois moins de force magnétique appliquée pour le guidage. Ces constatations expérimentales sont en accord avec la littérature. La méthode de localisation présente également l'inconvénient de ne pouvoir localiser qu'un seul élément. Il serait très utile de pouvoir disposer plusieurs points de marquage sur le cathéter pour mieux connaître son orientation ; pour ce qui est du guidage de particules, celles-ci se regroupent par essaims sous l'effet du champ magnétique, il faudrait donc pouvoir positionner plusieurs de ces regroupements. Un problème similaire se pose pour l'application de la force magnétiques : celle-ci est appliquée à l'identique (même amplitude, même orientation) dans tout l'espace considéré, dès lors il est impossible de guider indépendamment plusieurs éléments.

Nous avons également formulé le souhait de naviguer le guide magnétique au travers de plusieurs intersections successives dans le lapin. Cette expérience n'a pu être réalisée en raison des difficultés liées à l'angiographie : il n'était pas possible de voir les vaisseaux situés au delà de la première intersection avec l'aorte. Nous avons pourtant le sentiment que le guidage aurait été possible, il serait intéressant de le vérifier car il s'agit d'une information de nature à susciter un grand intérêt de la part du milieu médical. Nos tests ont été effectués dans un système vasculaire de lapin. Pour la poursuite du projet se pose la question du passage à l'échelle humaine. Les vaisseaux sanguins humains présente l'avantage d'être plus gros et donc de nécessiter une miniaturisation moindre tout en ayant la possibilité de parcourir une partie importante du système vasculaire. Cependant, le diamètre interne de l'équipement capable d'accueillir une personne humaine représente un très grand défi pour les constructeurs de bobines magnétiques. À notre connaissance et à ce jour, il n'existe pas de bobines de gradients magnétiques répondant à nos critères pour faire de la propulsion à taille humaine, bien que des recherches soient menées.

### 6.3 Améliorations futures

De nombreuses améliorations peuvent être réalisées pour poursuivre le projet MR-Sub avec la plateforme mise en place. Une étape importante est l'utilisation du nouvel équipement d'imagerie pour réaliser les phases de localisation. Cela permettra de combiner propulsion et tracking de manière transparente. Les améliorations potentielles de MS-SET grâce à ce nouvel outil ouvriront également la voie à une localisation à haute fréquence intercalée avec la propulsion. L'attente pour une telle prouesse est très grande. Le serveur pourra alors jouer tout son rôle en combinant données de localisation, de propulsion, de capteurs externes... et permettre le développement d'algorithmes de contrôle intelligents.

Concernant la télécommande, l'interface graphique développée dans ce mémoire devrait retrouver le rôle d'interface d'expérimentation qui était le sien à l'origine. Il est conseillé de déléguer la gestion des périphériques d'entrée au logiciel 3DSlicer ainsi que l'affichage des données d'orientation et d'état du système de propulsion. Cette séparation de l'interface graphique médicale de l'interface ingénierie permettrait également de développer de nouvelles fonctionnalités sur la « télécommande » : on pense notamment à un éditeur de frises chronologiques pour les gradients magnétiques (voir exemple 2.2 p.27). L'intérêt est de faire de cette interface un outil d'expérimentation pour les autres projets du laboratoire de Nanorobotique.

Nous pouvons enfin préconiser d'étudier les possibilités du nouveau matériel d'imagerie pour réaliser la propulsion. Celui-ci est similaire aux gradients magnétiques de l'IRM (temps de montée très courts mais impossibilité de maintenir longtemps le courant) mais possède une amplitude de gradients magnétiques comparables au matériel de propulsion : 450 mT/m. L'application de ce matériel pour le guidage des essaims de particules devient alors une éventualité aux perspectives passionnantes.

## RÉFÉRENCES

- [1] D. M. Parkin, F. Bray, J. Ferlay, and P. Pisani, “Global cancer statistics, 2008.” *CA : a cancer journal for clinicians*, vol. 55, no. 2, pp. 74–108, 2008.
- [2] A. Alwan, “Global status report on noncommunicable diseases 2010.” *Global status report on noncommunicable diseases*, 2011.
- [3] J.-B. Mathieu, S. Martel, and L. Yahia, “Preliminary studies for using magnetic resonance imaging systems as a mean of propulsion for microrobots in blood vessels and evaluation of ferromagnetic artefacts,” , 2003. *IEEE CCECE*, pp. 835–838, 2003.
- [4] S. Martel, J.-B. Mathieu, O. Felfoul, H. Macicior, G. Beaudoin, G. Soulez, and L. H. Yahia, “Adapting MRI systems to propel and guide microdevices in the human blood circulatory system.” in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, vol. 2, Jan. 2004, pp. 1044–7.
- [5] J.-B. Mathieu, “Méthode de propulsion d’un corps ferromagnétique a l’aide d’un système d’imagerie par résonance magnétique,” Master’s thesis, École Polytechnique, Montréal, QC, Canada, 2005.
- [6] J.-B. Mathieu, G. Beaudoin, and S. Martel, “Method of propulsion of a ferromagnetic core in the cardiovascular system through magnetic gradients generated by an MRI system.” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 53, no. 2, pp. 292–9, Feb. 2006.
- [7] J.-B. Mathieu, “Étude des paramètres physiques en vue d’applications médicales de l’actionnement magnétique de dispositifs médicaux par un système d’imagerie par résonance magnétique,” Ph.D. dissertation, École Polytechnique, Montréal, QC, Canada, 2009.
- [8] O. Felfoul, S. Martel, G. Beaudoin, and J.-B. Mathieu, “Microdevice’s susceptibility difference based MRI positioning system, a preliminary investigation.” in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*, vol. 2, Jan. 2004, pp. 1140–3.
- [9] O. Felfoul, “Techniques de positionnement d’objets ferromagnétiques en IRM,” Master’s thesis, École Polytechnique, Montréal, 2009.
- [10] S. Martel, J.-B. Mathieu, O. Felfoul, A. Chanu, E. Aboussouan, S. Tamaz, P. Poupponeau, L. Yahia, G. Beaudoin, G. Soulez, and M. Mankiewicz, “Automatic navigation of an untethered device in the artery of a living animal using a conventional clinical magnetic resonance imaging system,” *Applied Physics Letters*, vol. 90, no. 11, p. 114105, 2007.

- [11] S. Martel, J.-B. Mathieu, O. Felfoul, A. Chanu, E. Aboussouan, S. Tamaz, P. Pouponneau, G. Beaudoin, G. Soulez, M. Mankiewicz, and L. Yahia, "A computer-assisted protocol for endovascular target interventions using a clinical MRI system for controlling untethered microdevices and future nanorobots," *Computer Aided Surgery*, vol. 13, no. 6, pp. 340–352, 2008.
- [12] O. Felfoul, J.-B. Mathieu, G. Beaudoin, and S. Martel, "In vivo MR-tracking based on magnetic signature selective excitation," *Medical Imaging, IEEE*, vol. 27, no. 1, pp. 28–35, 2008.
- [13] V. Lalande, "Conception, caractérisation et validation d'un embout de fil-guide magnétique dirigé par un appareil d'imagerie à résonance magnétique amélioré," Master's thesis, École Polytechnique de Montréal, 2012.
- [14] S. Pieper, B. Lorensen, W. Schroeder, and R. Kikinis, "The na-mic kit : Itk, vtk, pipelines, grids and 3d slicer as an open platform for the medical image computing community," in *3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : Nano to Macro, 2006*, 2006, pp. 698–701.
- [15] A. Chanu, "Conception d'une architecture logicielle pour l'intégration des systèmes de positionnement, contrôle et propulsion d'un dispositif ferromagnétique endovasculaire autonome guidé par IRM," Master's thesis, École Polytechnique de Montréal, 2006.
- [16] B. Barua, M. Rovere, and B. Skinner, "Waiting Your Turn : Wait Times for Health Care in Canada : 2010 Report," *Health Care In Canada*, no. December, 2011.
- [17] B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay, and P. Germain, *Comprendre l'IRM*, 2006.
- [18] C. Westbrook, C. K. Roth, and J. Talbot, *MRI in practice*, 4th ed. Wiley-Blackwell, 2011.
- [19] J. P. Hornak, "The Basics of MRI." [Online]. Available : <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
- [20] E. M. Haacke, *Magnetic Resonance Imaging : Physical Principles and Sequence Design*. J. Wiley & Sons, 1999.
- [21] Wikipedia, "Anatomical terms of location." [Online]. Available : [http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical\\_terms\\_of\\_location](http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_location)
- [22] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, and J. J. J. Abbott, "Microrobots for minimally invasive medicine." *Annual review of biomedical engineering*, vol. 12, no. April, pp. 55–85, Aug. 2010.
- [23] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, "MRI-based microrobotic system for the propulsion and navigation of ferromagnetic microcapsules," *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, vol. 19, no. 3, pp. 157–169, Jun. 2010.

- [24] K. Takashima, R. Shimomura, T. Kitou, H. Terada, K. Yoshinaka, and K. Ikeuchi, "Contact and friction between catheter and blood vessel," *Tribology International*, vol. 40, no. 2, pp. 319–328, 2007.
- [25] Stereotaxis, "Stereotaxis." [Online]. Available : <http://www.stereotaxis.com/>
- [26] F. Kiemeneij and M. Patterson, "Use of the Stereotaxis Niobe Magnetic Navigation System for Percutaneous Coronary Intervention : Results From 350 Consecutive Patients," *Catheterization and*, vol. 516, no. September 2007, pp. 510–516, 2008.
- [27] Archive.org, "Stereotaxis." [Online]. Available : [http://wayback.archive.org/web/\\*/http://www.stereotaxis.com](http://wayback.archive.org/web/*/http://www.stereotaxis.com)
- [28] F. Settecasse, M. S. Sussman, M. W. Wilson, S. Hetts, R. L. Arenson, V. Malba, A. F. Bernhardt, W. Kucharczyk, and T. P. L. Roberts, "Magnetically-assisted remote control (MARC) steering of endovascular catheters for interventional MRI : A model for deflection and design implications," *Medical physics*, vol. 34, p. 3135, 2007.
- [29] N. Gudino, "Control of Intravascular Catheters Using a 3D Array of Active Steering Coils for and Interventional MRI setting," Ph.D. dissertation, 2008.
- [30] J.-B. Mathieu, S. Martel, L. H. Yahia, G. Soulez, and G. Beaudoin, "MRI systems as a mean of propulsion for a microdevice in blood vessels," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 4. IEEE, 2003.
- [31] C. Zhang, H. Zheng, Q. Yu, P. Yang, Y. Li, F. Cheng, J. Fan, and E. Liu, "A practical method for quantifying atherosclerotic lesions in rabbits." *Journal of comparative pathology*, vol. 142, no. 2-3, pp. 122–128, 2010.
- [32] J.-B. Mathieu and S. Martel, "Magnetic microparticle steering within the constraints of an MRI system : proof of concept of a novel targeting approach," *Biomedical Microdevices*, vol. 9, no. 6, pp. 801–808, 2007.
- [33] J. B. Mathieu and S. Martel, "Steering of aggregating magnetic microparticles using propulsion gradients coils in an MRI Scanner," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 63, no. 5, pp. 1336–1345, 2010.
- [34] P. Pouponneau, J.-C. Leroux, and S. Martel, "Magnetic nanoparticles encapsulated into biodegradable microparticles steered with an upgraded magnetic resonance imaging system for tumor chemoembolization." *Biomaterials*, vol. 30, no. 31, pp. 6327–6332, 2009.
- [35] P. Pouponneau, J.-C. C. Leroux, G. Soulez, L. Gaboury, and S. Martel, "Co-encapsulation of magnetic nanoparticles and doxorubicin into biodegradable

- microcarriers for deep tissue targeting by vascular MRI navigation.” *Biomaterials*, vol. 32, no. 13, pp. 3481–3486, May 2011.
- [36] J.-B. Mathieu and S. Martel, “In vivo validation of a propulsion method for untethered medical microrobots using a clinical magnetic resonance imaging system,” in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, San Diego, CA, 2007.
- [37] F. P. Gosselin, V. Lalande, and S. Martel, “Characterization of the deflections of a catheter steered using a magnetic resonance imaging system.” *Medical physics*, vol. 38, no. 9, pp. 4994–5002, Sep. 2011.
- [38] J.-B. Mathieu, “Étude des paramètres physiques en vue d’applications médicales de l’actionnement magnétique de dispositifs médicaux par un système d’imagerie par résonance magnétique,” Ph.D. dissertation, École Polytechnique, Montréal, QC, Canada, 2009.
- [39] V. Lalande, F. Gosselin, and S. Martel, “Catheter Steering Using a Magnetic Resonance Imaging System,” in *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS*, 2010.
- [40] M. Bock and F. K. Wacker, “MR-guided intravascular interventions : techniques and applications.” *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, vol. 27, no. 2, pp. 326–38, Feb. 2008.
- [41] S. Kos, R. Huegli, G. Bongartz, and A. Jacob, “MR-guided endovascular interventions : a comprehensive review on techniques and applications,” *European radiology*, pp. 645–657, 2008.
- [42] J. B. West and C. R. Maurer Jr, “Designing optically tracked instruments for image-guided surgery,” *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 5, pp. 533–545, May 2004.
- [43] D. Vilkomerson and D. Lyons, “A system for ultrasonic beacon-guidance of catheters and other minimally-invasive medical devices,” *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 44, no. 1, pp. 27–35, 1997.
- [44] T. Wortmann and C. Dahmen, “Recognition and tracking of magnetic nanobots using MRI,” *Optomechatronic*, no. 2, pp. 1–6, 2010.
- [45] S. Olamaei, N. and Cheriet, F. and Martel, “Accurate positioning of magnetic micro-particles beyond the spatial resolution of clinical MRI scanners using susceptibility artifacts,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, pp. 2800–2803.
- [46] A. Chanu, O. Felfoul, G. Beaudoin, and S. Martel, “Adapting the clinical MRI software environment for real-time navigation of an endovascular untethered ferromagnetic bead

- for future endovascular interventions.” *Magnetic resonance in medicine*, vol. 59, no. 6, pp. 1287–1297, Jun. 2008.
- [47] J. Tokuda, G. S. Fischer, X. Papademetris, Z. Yaniv, L. Ibanez, P. Cheng, H. Liu, J. Blevins, J. Arata, A. J. Golby, and Others, “OpenIGTLink : an open network protocol for image-guided therapy environment,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 5, no. 4, pp. 423–434, 2009.
- [48] S. Langlois, M. Desvignes, J. Constans, and M. Revenu, “MRI geometric distortion : A simple approach to correcting the effects of non-linear gradient fields,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 9, no. 6, pp. 821–831, Jun. 1999.
- [49] J. Jovicich, S. Czanner, D. Greve, E. Haley, A. van der Kouwe, R. Gollub, D. Kennedy, F. Schmitt, G. Brown, J. Macfall, B. Fischl, A. Dale, and A. V. D. Kouwe, “Reliability in multi-site structural MRI studies : effects of gradient non-linearity correction on phantom and human data.” *NeuroImage*, vol. 30, no. 2, pp. 436–43, Apr. 2006.
- [50] G. Bringout, “Actionneur pour le guidage de micro-particules magnétiques et thérapeutiques dans le système vasculaire : bobines de gradients pulsés pour des essais pré-cliniques,” Master’s thesis, École Polytechnique, Montréal, QC, Canada, 2011.
- [51] W. Nowicki, W. Brudnicki, M. Iwanczyk, R. Jablonski, and B. Skocylas, “Variation in branches of the abdominal aorta in european rabbit,” *Electronic Journal of Polish Agricultural Universities*, vol. 13, pp. 1–7, 2010.
- [52] Nokia, “Qt - Cross-platform application and UI framework.” [Online]. Available : <http://qt.nokia.com/>
- [53] M. J. H. Lum, D. C. W. Friedman, G. Sankaranarayanan, H. King, K. Fodero, R. Leuschke, B. Hannaford, J. Rosen, and M. N. Sinanan, “The RAVEN : Design and Validation of a Telesurgery System,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 9, pp. 1183–1197, May 2009.
- [54] A. D. Dorval, D. J. Christini, and J. a. White, “Real-Time Linux Dynamic Clamp : A Fast and Flexible Way to Construct Virtual Ion Channels in Living Cells,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 29, no. 10, pp. 897–907, Oct. 2001.
- [55] M. Kummer, J. Abbott, and B. Kratochvil, “OctoMag : An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation,” *Robotics, IEEE*, vol. 26, no. 6, pp. 1006–1017, 2010.
- [56] M. Franke, “A quantitative comparison of realtime linux solutions,” *Relatório técnico, Chemnitz University of Technology*, 2007.
- [57] A. Barbalace, A. Luchetta, G. Manduchi, M. Moro, A. Soppelsa, and C. Taliercio, “Performance comparison of VxWorks, Linux, RTAI and Xenomai in a hard real-time

- application,” in *Real-Time Conference, 2007 15th IEEE-NPSS*, IEEE. IEEE, 2007, pp. 1–5.
- [58] P. Feuerer, “Benchmark and Comparison of Real-Time Solutions Based On Embedded Linux,” *Hochschule Ulm, German*, 2007.
- [59] J. Brown, “How fast is fast enough? Choosing between Xenomai and Linux for real-time applications,” *osadl.org*.
- [60] Xenomai, “Xenomai.” [Online]. Available : [http://xenomai.org/index.php/Main\\_Page](http://xenomai.org/index.php/Main_Page)
- [61] P. Gerum, “Xenomai-Implementing a RTOS emulation framework on GNU/Linux,” *GNU Free Documentation License*, pp. 1–12, 2004.
- [62] J. Kiszka, “A Linux/Xenomai Platform for High-Performance Magnetic Resonance Scanners,” *Technology*, 2009.
- [63] K. Yaghmour, “Adaptive domain environment for operating systems,” *Opsys inc*, 2001.
- [64] M. Zilker, K. Behler, T. Bluhm, P. Heimann, C. Hennig, H. Kroiss, G. Kühner, H. Laqua, M. Lewerentz, and J. Maier, “Development and implementation of real-time data acquisition systems for fusion devices with Open Source software,” *Fusion Engineering and Design*, vol. 85, no. 3-4, pp. 378–382, Jul. 2010.
- [65] J. Kiszka, “The real-time driver model and first applications,” *7th Real-Time Linux Workshop, Lille, France*, 2005.
- [66] “Analogy practical presentation.” [Online]. Available : [http://www.xenomai.org/index.php/Analogy\\_practical\\_presentation](http://www.xenomai.org/index.php/Analogy_practical_presentation)
- [67] QNX, “Interprocess Communication.” [Online]. Available : [http://www.qnx.com/developers/docs/6.3.2/photon/prog\\_guide/ipc.html](http://www.qnx.com/developers/docs/6.3.2/photon/prog_guide/ipc.html)
- [68] “RTnet - Home.” [Online]. Available : <http://rtnet.org/>
- [69] GLib, “Key-value file parser.” [Online]. Available : <http://developer.gnome.org/glib/2.28/glib-Key-value-file-parser.html>
- [70] Wikipedia, “Artery.” [Online]. Available : <http://en.wikipedia.org/wiki/Artery>



## ANNEXE A

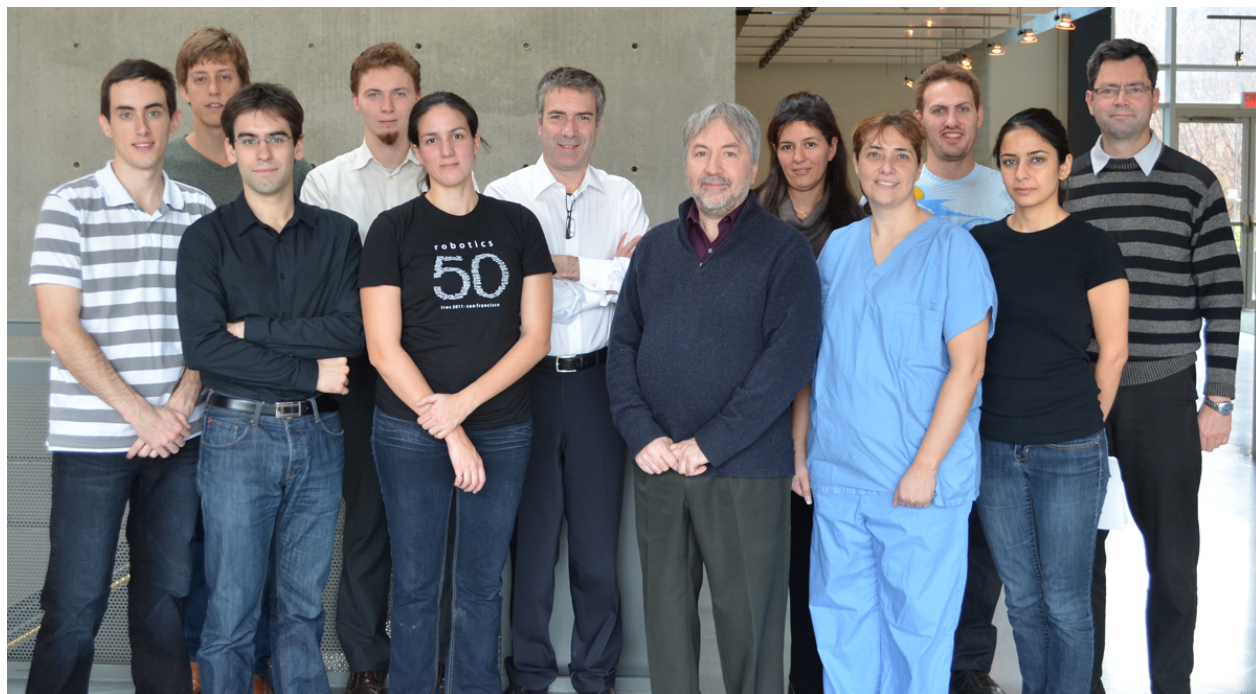
Équipe des expériences *in-vivo*

Figure A.1. Équipe médicale et d'ingénieurs impliqués dans les tests *in vivo*. De gauche à droite : Alexandre Bigot, doctorant (biomédical) ; Frederick Gosselin, professeur de génie mécanique ; Manuel Vonthron, étudiant en maîtrise recherche (informatique) ; Benjamin Conan, étudiant en maîtrise recherche (biomédical et informatique) ; Viviane Lalande, étudiante en maîtrise recherche (biomédical) ; Gilles Soulez, radiologue vasculaire et interventionnel au CHUM Notre Dame et professeur titulaire au département de radiologie de l'Université de Montréal ; Gilles Beaudoin, physicien médical, professeur et chercheur ; Neila Kaou, associée de recherche ; Joann Levesque, technicienne en soins animaliers ; Charles Tremblay, associé de recherche ; Nina Olamaei, doctorante (biomédical) et Sylvain Martel, professeur et directeur du laboratoire de nanorobotique. Non-présent sur la photo : Stéphane Ménard, chef des services vétérinaires, Michel Gouin et Jocelyne Lavoie tous deux technologues en radiologie au CHUM Notre Dame.

## ANNEXE B

### Protocole *in-vivo*

Protocole *in-vivo* détaillé des expériences et tel que distribué à toute l'équipe.  
Attention, ce document contient des images de chirurgie.

Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expériences du 22/11/11 au 31/01/12

## Protocole in vivo détaillé

*Expériences du 22/11/11 au 31/01/12*

### Notes :

- Les différentes étapes de l'expérience seront photographiées et filmées en prenant garde à ne jamais montrer les visages de l'équipe médicale
- Les grandes étapes de l'expérience se dérouleront comme ci après :
  - 1- Préparation du lapin (de 7h à 9h)
  - 2- Placement du cathéter micro ponction et déplacement du lapin (9h à 9h30)
  - 3- Angiographie (9h30 à 10h)
  - 4- Reconstruction 3D + préparation de la salle + insertion du cathéter + test de bruit en tracking (10h à 10h30)
  - 5- Procédure IRM : tracking et propulsion (de 10h30 à 13h30)
  - 6- Euthanasie et rangement (de 13h30 à 14h30)

*Veillez noter que les horaires indiqués ne sont que des estimations et qu'il est possible de rencontrer des variations importantes.*

Le protocole est long, pour mieux vous repérer, les sections sont identifiées par un code couleur :

- Partie destinée à l'équipe ingénierie
- Partie destinée à l'équipe médicale

**Le protocole contient des photos d'expérience sur la chirurgie du lapin : si vous ne souhaitez pas être exposé à ces photos, sautez les pages 7 à 10 inclusivement**

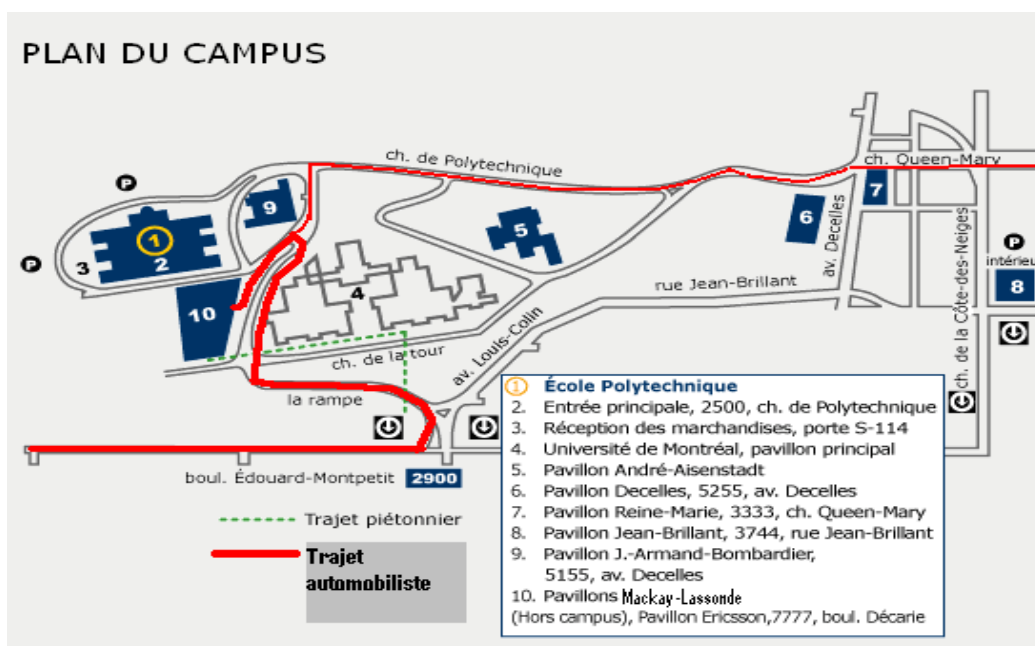
## Sommaire

I.	Comment venir ?.....	3
II.	Objectifs.....	4
III.	Équipes.....	4
IV.	Lieux.....	4
V.	Résumé de la procédure.....	5
VI.	Procédure.....	7
A.	Pendant l'expérience (mardi).....	7
1.	Préparation du lapin.....	7
a.	Anesthésie du lapin.....	7
b.	Chirurgie du lapin : .....	9
2.	Préparation de la salle IRM (pendant la préparation du lapin).....	11
3.	Procédure IRM .....	14
a.	Installation du lapin.....	14
b.	Branchements pour la préparation à l'angiographie.....	15
c.	Angiographie.....	16
d.	Installation pour cathétérisation.....	17
e.	Cathétérisation, tracking et propulsion .....	17
f.	Tests de signal (tracking).....	19
g.	Procédure bonus.....	19
h.	Retrait du lapin.....	19
4.	Euthanasie.....	20
B.	Après l'expérience .....	20

## I. Comment venir ?

Le laboratoire est au pavillon J-Armand **Bombardier** (n°9), au rez-de-chaussée, en salle **J-1141**.

Tout le monde se perd alors prenez notre numéro : **514-340-4711 #2302**



### Trajet automobiliste :

#### Via boulevard Édouard-Montpetit

Empruntez le chemin de la rampe vers le pavillon principal (1);

Au 2<sup>e</sup> arrêt, effectuez un virage en 'U' ;

En redescendant, le stationnement des visiteurs est à votre droite, à mi-chemin dans la côte.

#### Via chemin Queen-Mary

Empruntez le chemin de Polytechnique vers le pavillon principal (1) en maintenant votre droite;

Au 2<sup>e</sup> arrêt, tournez à votre gauche et continuer tout droit;

Le stationnement des visiteurs est à votre droite, après l'arrêt, à mi-chemin dans la côte.

Pour entrer dans le stationnement visiteur, veuillez récupérer un billet au distributeur. Les sections réservées pour les visiteurs sont les sections 4A et 4B au 4<sup>e</sup> étage. Veuillez laisser à la vue votre billet sur le tableau de bord de votre véhicule. À votre départ, vous pourrez effectuer votre paiement au guichet également située au 4<sup>e</sup> étage (argent comptant ou carte de crédit). Votre billet vous permettra de sortir, après paiement.

40 places sont disponibles pour les visiteurs

Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expériences du 22/11/11 au 31/01/12

## II. Objectifs

- ⇒ Réaliser des angiographies sur lapin et déterminer la plus efficace
- ⇒ Réaliser une reconstruction 3D des vaisseaux sanguins avec la meilleure angiographie
- ⇒ Valider les outils de contrôle et d'affichage pendant la procédure
- ⇒ Localiser l'embout du fil guide dans les vaisseaux sanguins (tracking)
- ⇒ Caractériser la méthode de tracking de l'embout magnétique
- ⇒ Valider le fonctionnement de notre animalerie et du protocole pour les futures expériences plus complexes.
- ⇒ Réussir à rentrer dans les intersections choisies avec l'aide du gradient magnétique
- ⇒ Comparer la capacité à rentrer dans les intersections ciblées avec et sans l'utilisation de gradient magnétique.

## III. Équipes

Gilles Soulez

Jocelyne Lavoie

Michel Gouin

Stéphane Menard

Joann Levesque

Gilles Beaudoin

Viviane Lalande

Charles Tremblay

Manuel Vonthron

Benjamin Conan

Alexandre Bigot

Nina Olamaei

## IV. Lieux

### Le R7

Le R7 est l'animalerie de l'Université de Montréal située au pavillon Roger-Gaudry.

### L'UNIM

L'UNIM est le laboratoire IRM du laboratoire de NanoRobotique de l'École

Polytechnique de Montréal. Il est situé au rez-de-chaussée du pavillon J-Armand Bombardier à la salle 1141. Le local est constitué d'une salle contenant l'IRM, d'une salle des machines, d'une salle de contrôle, d'un SAS, d'une salle d'entrepôt, d'une salle de chirurgie et d'une salle d'hébergement animal (Figure 1).

## Laboratoire UNIM

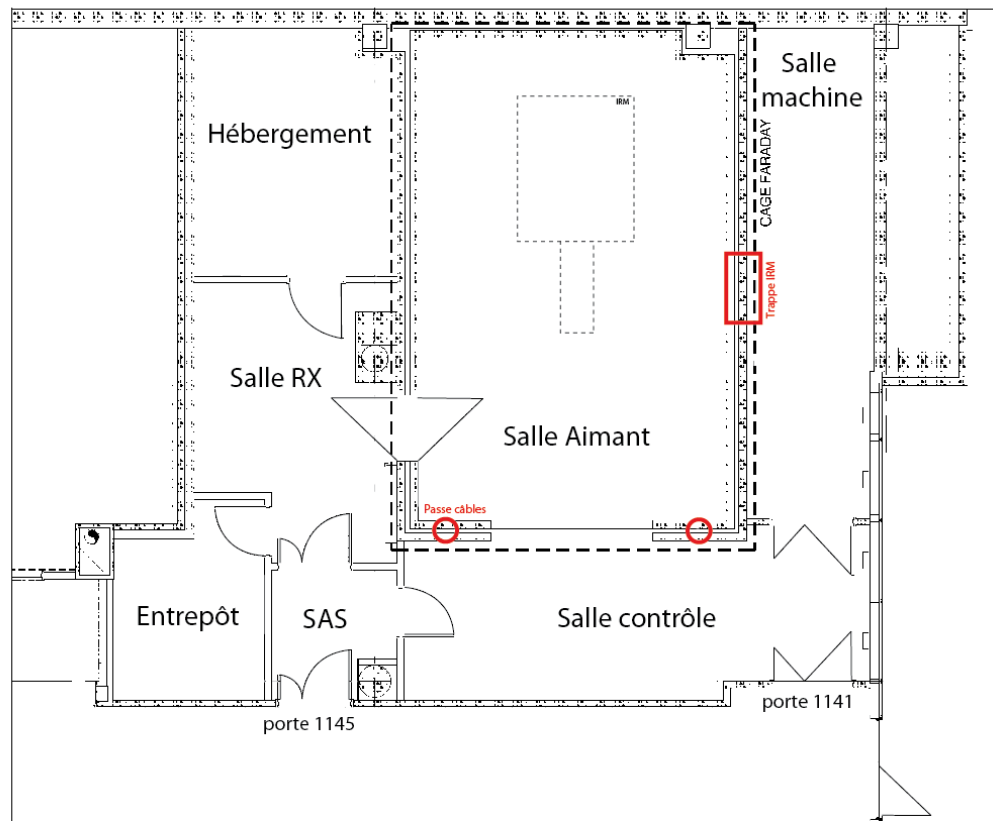



Figure 1 : Plan du laboratoire IRM, à l'UNIM

## V. Résumé de la procédure

1. **Transfert du lapin**
2. **Préparation de la salle**
  1. Installation des appareils
  2. Mise en route des ordinateurs
  3. Calibration du tracking et de l'imagerie
3. **Préparation du lapin**

Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

1. Anesthésie
  2. Rasage
  3. Dissection fémorale et ponction percutanée
  4. Préparation de l'artère auriculaire
  5. Placement du lapin dans son support
- 4. Transfert du lapin**
1. Déplacement du lapin sur sa civière de la salle d'hébergement à la salle IRM
  2. Transport de l'oxymètre de pouls, appareil d'anesthésie, pompe chauffante
  3. Installation du lapin dans le support à lapin
  4. Vérification de l'espace utilisé
- 5. Angiographie**
1. Ajout de l'antenne de tête
  2. Séquence d'angiographie TOF
  3. Retrait de l'antenne de tête
  4. Reconstruction 3D des vaisseaux sanguins
- 6. Cathétérisation**
1. Insertion du cathéter et du fil-guide dans le lapin
  2. Tracking de l'embout
  3. Entrée des bobines
  4. Guidage de fil-guide
  5. sortie des bobines
  6. Tracking
  7. Retrait du cathéter et du fil-guide
- 
- 7. Fin de la procédure**
1. Procédure bonus (injection ferrofluide)
  2. Retrait du lapin
  3. Euthanasie
  4. Rangement de tout le matériel



## VI. Procédure

### A. Pendant l'expérience (mardi)

#### Partie MED.

#### 1. Préparation du lapin

Pendant cette étape, la préparation de la salle est réalisée et est détaillée dans la partie B.2

- 6h45 : Ouverture du laboratoire UNIM
- Placer les velcros sur la table ATS
- Préparation du tapis chauffant et retrait de toutes les bulles et mettre le côté non absorbant vers le haut sur la table ATS
- 7h : Arrivées de Joann et Stéphane
- SAS : Mise des jaquettes jetables, des gants et des protections de pied et cheveux

#### a. Anesthésie du lapin

- Entrée dans la salle d'hébergement
- Sortie du lapin de sa cage et le poser sur la table ATS
- Mesure et prise de poids du lapin
- Préparation de l'appareil d'anesthésie compatible IRM dans la salle de chirurgie
  - Remplissage d'isoflurane avec l'adaptateur si besoin
  - Mise en place du ballon respiratoire
  - Connexion sur la bombonne d'oxygène
  - Régler l'appareil à 500mL/min + 100mL/min/kg
- L'appareil d'anesthésie doit être situé du côté de la porte d'entrée (sinon on sera à l'envers dans la suite pour sortir de la salle)
- Ajouter le tapis chauffant : les tuyaux du tapis doivent être situés au niveau des pattes du lapin et non pas de sa tête
- Ajouter une serviette en cas de saignement
- Passer une compresse d'alcool sur les bouteilles de drogue quand elles sont multidoses
- Préanesthésie : injection IM de kétamine (10mg/kg)
- Injection de glycopyrrolate pour diminuer les sécrétions (0.01mg/kg)
- Injection d'Atravet pour dilater les vaisseaux (notamment pour placer le PRN dans l'oreille) : 1mg/kg
- Mise en place d'un bouchon PRN (baxter interlink injection site) dans la veine auriculaire de l'oreille gauche pour placer un cathéter pour l'injection de produit de contraste
  - Mettre de l'alcool sur l'oreille ou de la xylocaïne en gel
  - Insérer l'aiguille
  - Ajouter le jelco 24 jaune
  - Mettre une goutte de colle pour tenir le cathéter sur l'oreille
- Attendre que le lapin soit complètement endormi. Si nécessaire, rajouter une demi-dose de kétamine et/ou lui



Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

- faire respirer le gaz anesthésiant avec le masque à induction
- Mettre du tear geal sur les yeux du lapin
  - Intubation intra trachéale avec le laryngoscope
    - Sortir et tenir la langue avec une pince en plastique
    - Tenir la tête du lapin en hauteur de façon à avoir la tête bien droite
    - Insérer le laryngoscope dans la gueule du lapin
    - Injecter un peu de lidocaïne dans la gueule
    - Mettre le stylet
    - Passer le tube intratracheal (2.5) dans le stylet jusqu'à sa position
    - Retirer le stylet
    - Brancher le tube intratracheal au tube bain.
  - Induction au masque isoflurane 3-4% - O<sub>2</sub> 1 L/min « Bander » la tête du lapin pour tenir son anesthésie
  - Placement de l'oxymètre de pouls sur la tablette de la table ATS et branchement sur l'oreille du lapin (oreille différente du bouchon PRN : oreille droite) en passant par le long des pattes pour remonter au niveau de l'oreille

**ATTENTION :** Le taux d'isoflurane devra être adapté pendant toute la procédure selon l'évaluation de la TSA afin que le lapin soit profondément endormi : de nombreuses déconnexions de l'anesthésie sont à prévoir dans la suite de l'expérimentation.



Figure 2 : Placement du matériel dans la salle d'hébergement

**b. Chirurgie du lapin :****Par Joann et Stéphane : dissection**

- Rasage du lapin au niveau des **deux** fémorales + utilisation de l'aspirateur pour récupérer les poils
- Découpe d'un champ et placement de celui-ci sur la zone d'intérêt
- Aseptisation du site chirurgical (alcool/chlorhexidine)
- Anesthésie de l'artère fémorale droite (Bupivacaïne 2.5% topique)
  - Quantité : 2 cc/kg (5mL/kg)
- Dissection de l'artère fémorale **droite le plus loin possible de l'artère iliaque**
  - Ouverture dans la patte
  - Repérage de l'artère
  - Ajout de lidocaïne liquide pour éviter que l'artère ne se rétracte
  - Passer un fil de suture sous la partie haute de la fémorale
  - Passer un second fil de suture sous la partie basse de la fémorale
- Ajout d'un **bouchon membrane** pour éviter d'avoir à utiliser une saline qui nous réduit la quantité possible de gadolinium à injecter + augmente l'encombrement (si la solution du bouchon membrane n'est pas viable, installer la saline)
- Poser une gaze de saline en attendant que Gilles vienne poser le cathéter micro ponction.

**Par Gilles S., Jocelyne et Michel :**

- Évaluation sur place du besoin : possibilité de faire une ponction percutanée de l'autre artère fémorale avec un jelco 24 jaune (matériel de Jocelyne, nous n'avons pas les bons jelco).
- **Prévision de la longueur de cathéter introducteur à entrer : Il ne faut surtout pas que cela rentre au-delà de l'intersection de l'artère iliaque, le plus éloigné étant le mieux.**
- Maintien de la voie fémorale D ouverte par l'installation d'un accès artériel 5Fr Cook micropuncture introducer set (cathéter, aiguille, guidewire) – si impossible avec un 5Fr, utiliser un 4Fr
- **Il est indispensable de connaître la longueur qui a été rentrée dans le lapin**
- Ajout d'un goutte à goutte de saline
- Ajout de saline dans un sac sous pression

**Suite de la préparation du lapin**

- Retrait de la serviette qui est sous le lapin et qui a absorbé le sang.
- "Emballage du lapin" avec les velcros de la serviette pour former un "ensemble cylindrique". Les velcros sont placés au niveau de la zone de travail. Ils

constituent un premier repère visuel



- S'assurer que le tube d'anesthésie est dégagé tout comme les pattes du lapin qui ont été cathétérisées
- Contrairement à ce que nous faisons d'habitude, le tube bain sera placé le long du lapin et non plus vers l'extérieur. Un tire-up sera utilisé pour créer une courbure
- Deux personnes attrapent le tapis chauffant pour déplacer le lapin de la civière au support à lapin (partie B, voir Figure 3) pendant qu'une personne s'assure que les tuyaux du chauffage ne posent pas de problèmes (voir ci-dessous)
  - La tête doit être du côté du support à lapin au diamètre le plus faible
  - Installer le lapin aussi confortablement que possible... il ne bougera plus de cette position jusqu'à la fin du test IRM
  - L'oxymètre de pouls (branché sur l'oreille) et le tube bain doivent ressortir du côté des pattes arrières du lapin et non pas de la tête
  - Maintien du lapin à l'aide de bandes velcro
  - Aller chercher l'antenne *flex large* dans la salle IRM
  - Ajout de l'antenne flex sous le support : la connexion au pre-amp de l'antenne **DOIT** être du côté des pattes du lapin
  - Fixer l'antenne flex solidement et le plus collée possible au support
  - La flex délimite la zone de travail (FOV).

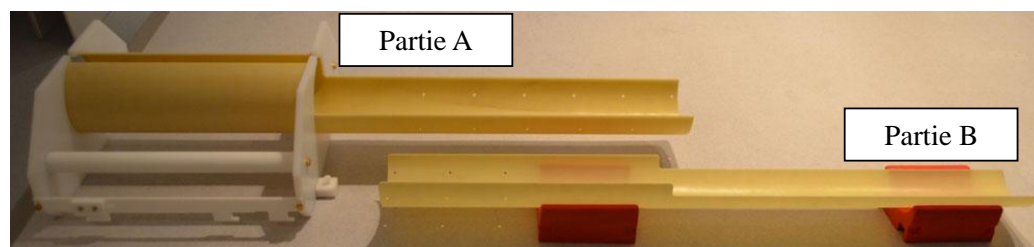
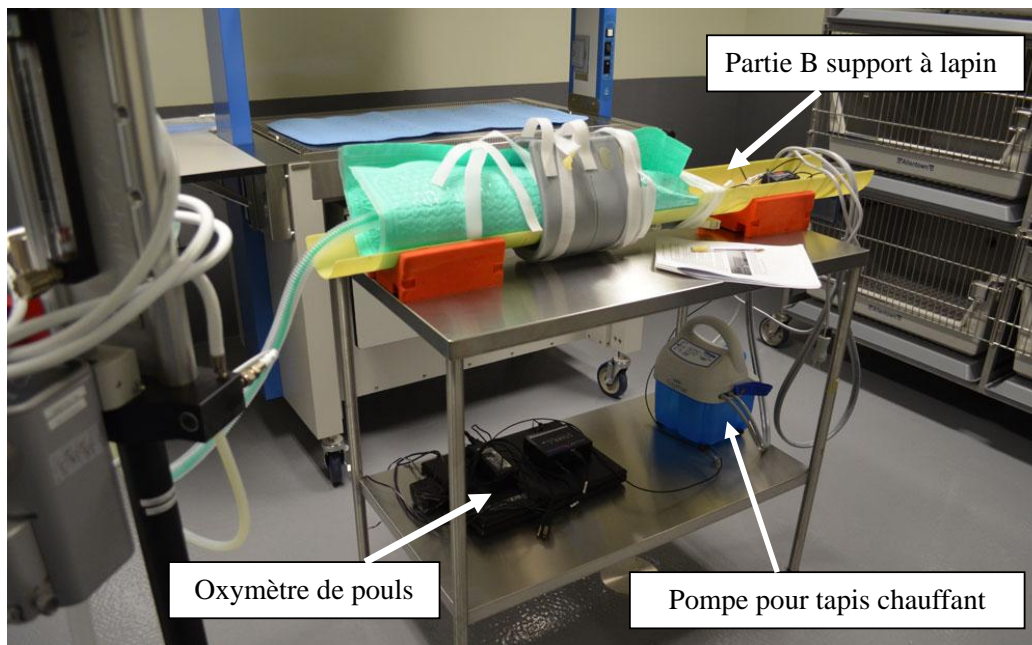


Figure 3 : Support à lapin





## 2. Préparation de la salle IRM (pendant la préparation du lapin)

### Partie ING.

- Allumer l'IRM
- Sortir la table au maximum
- Créer le patient "catheter-in vivo-1-22nov2011" et ne JAMAIS le fermer
- Désactiver la supervision de la table en allant dans "tools", "system", "local service", "test tools", "supervision", "PTAB", choisir "virtual" et "desactiver", "save", "exit".
- Désactiver le power mate pour autre chose que la télécommande

### Calibration tracking / imagerie

- Placer l'antenne flex dans l'IRM en hauteur
- Ouvrir le volume de calibration
- Ajouter de l'eau distillée jusqu'au trait noir maximum
- Fermer le volume et ajouter les pipettes en suivant les indications sur le couvercle
- Vérifier qu'il n'y a pas de bulles d'air
- Mettre le volume de calibration à l'intérieur de la flex **dans le sens de la longueur**
  - Le volume de calibration contient 4 pipettes dans lesquelles se trouvent une goutte d'agent de contraste (Gadovist, 10mmol/l)
- Mettre le volume de calibration et l'antenne au centre de l'IRM à l'œil et à l'aide d'une règle en PMMA (on n'utilise pas le laser puisqu'on a désactivé la table)
- Fixer autant que possible le volume (pâte bleue ou tape)
- On image le volume

- Séquence Flash3D (fl3D\_ce sur le Sonata)
- Antenne : De tête/Flex
- FOV : 150-180mm.
- 1 Slab.32 Slices.
- Epaisseur des Slice=1 mm
- Resolution 256\*256
- TR/TE : 20/1.13ms
- Moyennée 3 fois (pour plus de contraste).
- Flip Angle 40 (invariant)
- Retrait des gouttes de gado
- On remplace successivement les gouttes par une bille de 0.9mm,
- Tracker à chaque fois sa position dans un ordre donné.
- La séquence de tracking pour chaque point :
  - Résolution: 512x512
  - Coil: FL\_Large
  - Offset: 900Hz
  - Répétitions: 1
  - Raw output: File
  - Corr output: File
  - Inter-90: 1000ms
  - TR: 3000ms
  - Corr. mode:
    - Premier emplacement: SaveNow
    - 3 suivants : RecoverOrigin
- Pendant la phase de tracking, on exporte les images vers 3DSlicer, et on repère manuellement les positions préalablement identifiées par l'agent de contraste.
- Une fois le tracking terminé, on réhausse le volume de calibrage, afin de varier les coordonnées des points de calibrage sur l'axe Y, puis on répète la manœuvre (image du volume puis tracking des 4 points).
- Les coordonnées des 8 points trackés sont exportées vers 3DSlicer.
- Une fois les 8 points identifiés et trackés, on fait la corrélation dans 3DSlicer (module FiducialRegistration).
- Les modèles 3D issus de l'IRM seront soumis à la transformation résultant de la registration (module Datas), afin que leur repère coïncide avec celui du tracking.
- Une étape de recalage supplémentaire aura lieu une fois le lapin en place afin de réduire l'effet des artefacts générés par le setup sur la précision du tracking

#### **Installation du reste de la salle**

- Enlever volume de calibration et antenne (transmettre à la salle de chirurgie pour installation autour du lapin)
- Préparer les cales (Figure 4)
- Installation de la rallonge USB, du hub, de la souris et du joystick
- Installation de la caméra vidéo sur son trépied
- Placer une règle en papier sur l'IRM pour future mesure de longueur de fil-guide
- Poser la partie A du support à lapin sur l'IRM en bout de table. Les crochets de la

Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

partie A ne doivent pas s'imbriquer dans les rainures de l'IRM : L'ensemble est un peu en équilibre et c'est normal, on le fixe avec 3 tire-up minimum bien serrés

- Mise en place de la cale à cylindre dans l'IRM : Cales 4, 6, 7 et 5 très proche de la sortie de l'IRM (Figure 5)
- Mettre les projecteurs dans la salle
- Mettre le câble VGA dans la salle sans le sortir de la cage de faraday
- Installer le PC mr-sub dans la salle pour caméra video compatible IRM

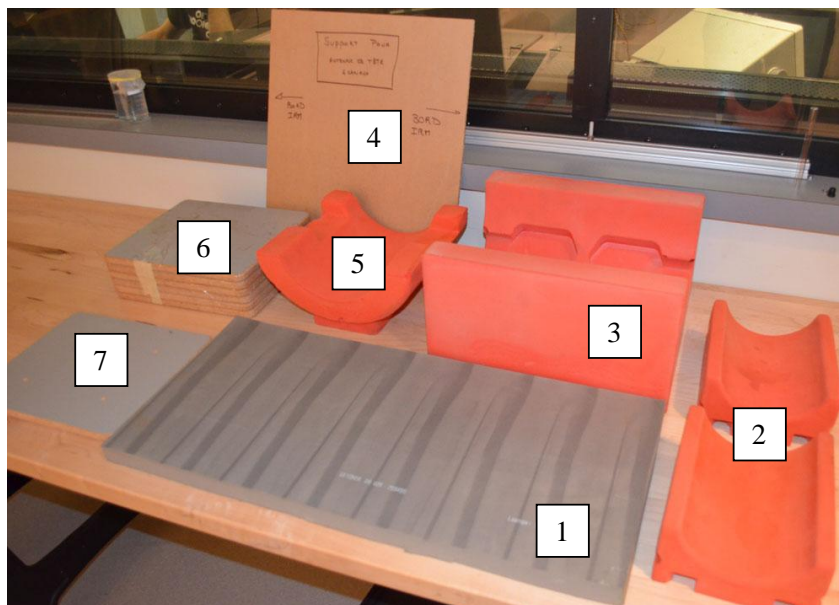


Figure 4 : Cales utilisées



Figure 5 : Cales utilisées dans l'IRM avant la fixation du support à lapin

### 3. Procédure IRM

#### Partie ING. et MED.

#### a. Installation du lapin

##### De la salle d'hébergement à l'IRM

- Placer l'oxymètre de pouls ET la pompe pour le chauffage sur la même table que le lapin (en dessous)
- Débrancher les deux items précédents de leurs prises électriques
- Déplacement du lapin dans la salle de l'aimant sur sa civière : une personne pousse la table, une personne s'occupe de l'appareil d'anesthésie, une dernière pour la bombonne d'oxygène.
- Débuter l'enregistrement vidéo
- Avant d'arriver proche de l'aimant (avant de monter sur le socle support de l'IRM)
  - Placer l'ordinateur de l'oxymètre sur la tablette proche de la vitre pour que l'écran soit vu depuis la salle de contrôle.
  - Sortir la pompe et la tenir pour les derniers mètres à parcourir = elle n'est pas compatible IRM et il faudra faire TRES attention car il faut tout de même qu'elle soit proche de l'aimant
- Soulever l'appareil d'anesthésie pour le mettre sur le socle de l'IRM
- Soulever la civière du lapin et la poser sur le socle de l'IRM.
- Amener la civière en face de la partie A du support à lapin. Attention à ne pas trop s'approcher de l'aimant il reste quelques morceaux métalliques dedans (rien qui ne pourrait endommager les appareils mais un mouvement peut surprendre les opérateurs)

##### Le transfert sur la table IRM

- Deux personnes musclées (pas plus) attrapent le support à lapin B. Une personne se met du côté droit du support et l'autre du côté gauche. Une troisième personne gère les câbles du chauffage à lapin en arrière. Une quatrième gère le circuit bain en avant et une cinquième retire la civière quand le lapin est soulevé.
- Poser la partie B sur la partie A déjà placée sur l'IRM SANS LACHER
- Une personne visse les deux parties ensemble
- Défaire les tire-up en s'assurant qu'une personne tient toujours le lapin (pour ne pas faire levier)
- Déconnecter l'anesthésie par la connexion à l'appareil, et non pas au lapin
- Déplacer les deux parties maintenant connectées pour les placer en S3 sur la table de l'IRM. L'ETAPE DOIT ETRE RAPIDE car l'anesthésie est déconnectée.
- La personne la plus proche de l'IRM pose le support sur les cales placées à l'intérieur de l'IRM
- Rebrancher l'anesthésie en approchant le plus possible l'appareil d'anesthésie de l'IRM

##### La fixation du support à lapin sur la table

- Mettre les pattes A en butée en direction des pattes B. (Figure 6)



Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

- Rentrer les pattes B et C en S3 et S4
- Pousser l'ensemble du support pour mettre les pattes B et C en butée dans la table IRM
- Pousser les pattes A en sens inverse jusqu'à être en butée
- Visser les pattes A à l'aide d'une clef 10 compatible IRM (mettre des gants)
- Visser les vis en avant du support
- **Rajouter des tire-up de chaque côté de l'arrière du support, fermer avec une pince compatible IRM**

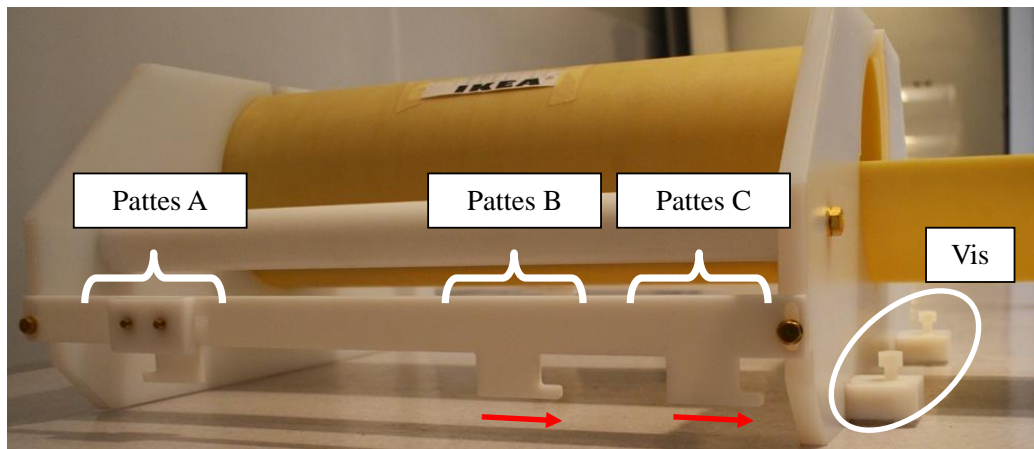


Figure 6 : Description des éléments d'attache du support à lapin pour la fixation sur la table

- Ajustement de la table pour que le lapin soit au centre (en visualisant le centre de la flex vis-a-vis du centre de l'IRM)
- Retrait des cales

### Vérification de l'encombrement

- Rentrée des bobines pour vérifier que le lapin ne dépasse pas => s'il dépasse, il faudra réajuster les velcros.
- Sortie des bobines

### ***b. Branchements pour la préparation à l'angiographie***

- Mise en place de la planche support à l'antenne de tête + la cale n°1
- Branchement de l'antenne de tête 4 canaux avec les deux rallonges et la rallonge avec la table
- Mettre la tête 4 canaux dans l'IRM en prenant garde à être dans le bon sens
- Brancher l'antenne flex
- Arrêt de l'enregistrement video
- Préparation du Gadolinium et de la saline dans des seringues avec des robinets 3 voies.
- Prise en note de chaque quantité injectée et alerte si risque de dépasser la limite de

10mL/kg/h.

### c. *Angiographie*

- Séquence localiser pour se situer par rapport à la zone étudiée
- Aide de l'équipe médicale pour lire et comprendre ce que le localiser nous donne : Nous devons voir depuis l'artère Iliaque jusqu'au tronc célique
- Ré-ajuster la position du support à lapin dans l'IRM si l'ensemble est mal centré
- Une personne de l'équipe médicale se tient prête à injecter le gado (Prohance, Gédotériol, concentration 0.05 mmol/l) au niveau de l'artère auriculaire et injecte au signal de la personne qui réalise les images (ou l'inverse). L'injection est directe et il n'y a pas d'espace mort du à une longue tubulure
- Angiographie 3D Time of Flight Multislabs sans agent de contraste (TOF)
  - Séquence Angio\_TOF telle que préparée sur la sonata
  - Antenne : De tête
  - Direction perpendiculaire aux vaisseaux imagés.
  - FOV : 160-180mm.
  - 5 slabs 32 slices
  - Slice Thickness=1 mm
  - Résolution spatiale : Voxel de 0.5mm de côté.
  - TR/TE : 40/4.7ms
  - Flip Angle 30 (invariant).
  - Durée : 19mn.
- Export des images vers 3DSlicer.
- Segmentation des vaisseaux.
  - Segmentation par thresholding (selon contraste des images).
- Angiographie 3D traditionnelle avec agent de contraste
  - Séquence Angio\_Contraste telle que préparée sur la sonata
  - Antenne : De tête
  - Direction perpendiculaire aux vaisseaux imagés.
  - FOV : 180mm.
  - Slice Thickness=1 mm
  - Résolution spatiale : Voxel de 0.9mm de côté.
  - 3ml de Gadolinium, poussé pas 2-3 ml de saline.
  - 5s de délai pour contraste maximum
  - Flip Angle 40 (invariant).
  - Durée : 2 mn
- Export des images vers 3Dslicer sur le poste Njello.
- Traitement des images : Segmentation des vaisseaux
  - Augmentation du contraste, en utilisant l'algorithme de Frangi.
    - 25 steps
    - Taille minimum des vaisseaux : 0.1
    - Taille maximum : 5mm
    - Structures blob : 0.5
    - Structures tubes/assiettes : 0.1

- Segmentation par thresholding (selon contraste des images).
- Reconstruction 3D des vaisseaux sanguins sous forme de modèle
- Export des modèles vers le poste Nsushi.
- Registration du modèle dans les coordonnées du tracking (grâce à la calibration).
- Modifications éventuelles du modèle (clipping) pour faciliter la visualisation de la bille.

**ATTENTION :** Le lapin ne doit pas être bougé une fois l'angiographie réalisée : si le lapin bouge, le modèle risque d'être erroné, et décalé par rapport aux coordonnées du tracking, rendant plus difficile la conduite de l'opération

#### ***d. Installation pour cathétérisation***

- Introduction du fil guide magnétique dans le cathéter Fast tracker 018 en utilisant de l'eau distillée.

**ATTENTION :** le fil guide est entré par l'extrémité distale du cathéter. Le sens inverse est impossible, la bille magnétique étant trop grosse pour aller à l'intérieur du cathéter.

- Le fil-guide et le cathéter sont dotés de marques centimétriques pour que l'on ait une idée de où l'on se trouve.
- Recommencer l'enregistrement vidéo en voyant les deux écrans projetés au mur
- Ajouter une serviette sous les pattes du lapin et le long du support à lapin pour créer une petite tablette sur laquelle reposer les cathéters.
- Apporter des compresses au cas où un saignement apparaîtrait

#### ***e. Cathétérisation, tracking et propulsion***

Le silence dans la salle de contrôle devra être respecté au maximum car les communications entre la salle de l'aimant et la salle de contrôle sont difficiles.

*Note : le micro côté IRM est situé dans l'afficheur LCD vert au dessus du tunnel.*

- Toute la procédure et ses étapes sont chronométrées pour une utilisation future et pour l'aide à la prévision des in vivo
- Allumer les PCs dans la salle IRM et connecter les câbles qui traversent la cage de Faraday
- Enregistrement de l'écran qui affiche 3D slicer (Camtasia ou autre)
- Sauvegarder et vider le dossier M:/log/mrsub/raw et le fichier M:/log/mrsub/tracking-data.log entre chaque phase
- Vérification de la présence d'artéfact : **La bille n'est pas dans le lapin !**
- Utilisation de "MSSET\_SE\_SingleShot\_3x90" avec paramètres par défauts (~3s)
  - Résolution: 512x512
  - Coil: FL\_Large
  - Offset: 900Hz
  - Répétitions: 1
  - Corr. mode: RecoverOrigin

# Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

- Raw output: File
  - Corr output: File
  - Inter-90: 1000ms
  - TR: 3000ms
- Utilisation de "MS\_SET" (version graphique): (~4min)
  - Offset: 900Hz
  - Résolution: 256x256
  - Orientation: Sag/Cor/Tra
- Introduction de l'ensemble cathéter/fil-guide dans le cathéter cook introducer
- Avancée du cathéter sur quelques centimètres à l'intérieur du cook jusqu'à la sortie (s'aider du repère visuel)
- Tracking et affichage sur 3D slicer
- Deuxième étape de recalage: stabilisation de la bille et validation de sa position trackée (avec visualisation sur une séquence trufi pour plus de précision).
- Utilisation de "MSSET\_SE\_SingleShot\_3x90" avec paramètres par défauts (~3s)
  - Corr. mode: **SaveNow**
  - Raw output: File
  - Corr output: File
- Utilisation de "MSSET\_SE\_SingleShot\_3x90" avec paramètres par défauts (~3s)
  - Corr. mode: RecoverOrigin
  - Raw output: File
  - Corr output: IGTL
- Recalibration automatique dans 3DSlicer des coordonnées de tracking avec les coordonnées du modèle, avec pour origine le premier point tracké.
- Ajustement manuel de la place du modèle.
- Mettre une règle dans 3D slicer

## Guidage magnétique

- Tentatives de rentrer dans l'intersection (minimum 3 tentatives) monitorées par l'affichage du tracking sur l'écran **SANS application de gradient**
- Que l'intersection ait été passée ou non, poursuivre avec la méthode des gradients
- Arrêt du tracking
- Analyse de l'image pour savoir quelle est la distance à pousser pour rentrer dans l'intersection
- Rentrée des bobines dans l'IRM (Charles, Alex) en prenant garde à ne surtout pas toucher le lapin ou son support
- Prévision de la longueur de fil-guide SUR le fil-guide à pousser sur celui-ci
- Prévision de la direction du gradient magnétique à donner
- Application du gradient
- Poussée du fil guide sur la distance prévue préalablement.
- Arrêt du gradient
- Sortie des bobines
- Activation du tracking
- Affichage des coordonnées sur 3D slicer

# Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

Si l'intersection est passée : passer à la suivante  
Si l'intersection n'est pas passée : recommencer.

Réaliser la procédure depuis le début pour les artères iliaque, rénale D, rénale G, mésentérique Inférieure, mésentérique supérieur et tronc céliaque.

**ATTENTION** : Si le field of view de l'angiographie ne permet pas de voir de l'iliaque jusqu'au tronc céliaque, il faudra faire l'ensemble de la procédure en plusieurs fois.

## **f. Tests de signal (tracking)**

- Stabilisation du fil-guide au milieu du FOV
- Utilisation de "MS\_SET" sur les offsets les plus importants: (~8min)
  - Offsets: 500Hz/600Hz/800Hz/900Hz/1000Hz/1200Hz
  - Résolution: 256x256

## **g. Procédure bonus**

Dans le but d'expérimenter un autre projet de recherche en cours au laboratoire, nous ajoutons une injection supplémentaire au protocole si et seulement si le lapin n'a pas déjà reçu sa dose maximale de fluide (10mL/kg/h).

- Placer l'antenne de tête avec les câbles
- Préparer les seringues de ferrofluides
- Préparer la seringue de penthobarbital sodique (voir partie anesthésie)
- Injection de ferro-fluide par la veine auriculaire
  - Dose totale: 3mL (seringue de 3mL)
  - Injection des bolus de 0.1mL de ferro-fluide en pulsé (temps entre les pulses = 0.5 sec)
- Imagerie du lapin
  - Séquence : trufi (in-line)
  - Antenne: Tête (4 canaux)
  - Résolution: 256 × 256
  - FOV: 150mm
  - ST: 0.75 mm
  - TR: 5.3 ms
  - TE: 2.7 ms
  - Orientation : Coronal
- Les signes vitaux sont observés pendant la phase d'imagerie
  - si le lapin présente des signes de mal-être, euthanasie sans sortie de l'IRM et arrêt de l'imagerie du lapin.
  - Si aucun mal-être n'est perçu, continuer le protocole comme prévu

## **h. Retrait du lapin**

- Retirer le fil-guide magnétique et son cathéter une fois le chemin parcouru

Protocole in vivo - guidage de fil-guide magnétique - expérience du 31 janvier 2012

- Sortir la table au maximum
- Replacer la cale sous la partie B du support à lapin
- Dévisser la partie B de la partie A du support
- Sortir B
- Poser le cylindre sur ses supports sur la civière mobile
- Enlever le lapin de ses straps
- Déconnecter l'oxymètre de pouls pour repasser le matériel dans la salle RX
- Reconnecter les éléments
- Déplacer le lapin et son tapis chauffant du support à la civière nue
- Arrêter l'enregistrement video

#### 4. Euthanasie

- Injection de 120mg/kg de penthobarbital sodique via la fémorale par la TSA
- Le lapin est mis dans un sac à vidange puis dans une caisse grise
- Stockage du lapin dans le congélateur de la salle d'entrepôt
- Organisation du ramassage des cages, du matériel souillé et du cadavre du lapin

#### B. Après l'expérience

- Rangement
- Désinfection des locaux
- Ramassage par la SST de la carcasse

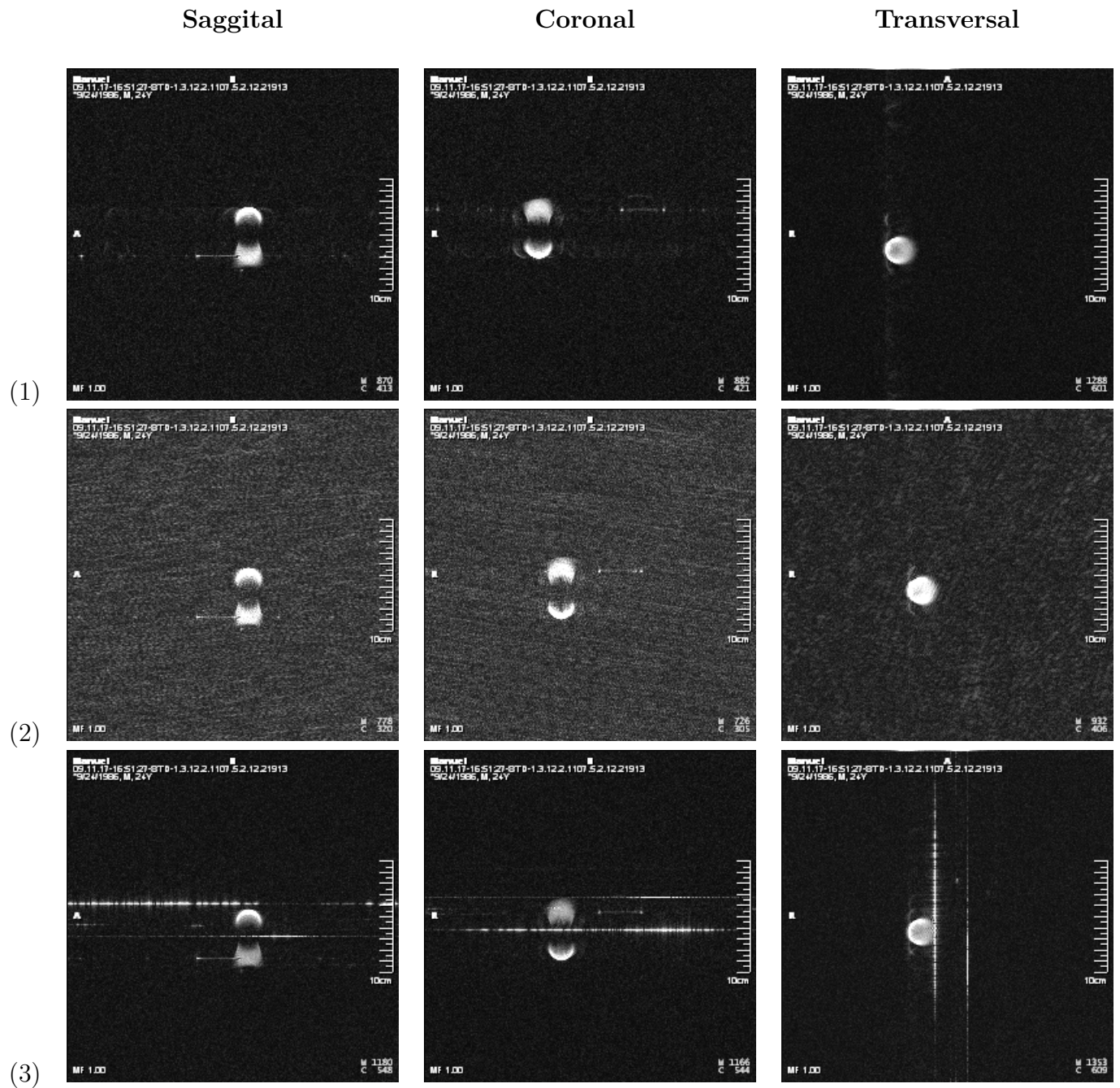
Protocole préparé avec amour  
par l'équipe 'cathéter' du laboratoire de NanoRobotique  
et avec l'aide et les conseils de l'équipe médicale du CHUM et de l'UdM

## ANNEXE C

### Sources de bruit en IRM

Le tableau C.1 représente les images sur les trois plans (sagittal, coronal et transversal) extraites d'une séquence MS-SET avec une bille d'acier chromé de 1.2 mm de diamètre. Les images sont prises dans différentes configuration de bruit :

- dans le premier cas, nous sommes en condition normale ;
- dans le second, un appareil électrique dans la salle IRM produit des interférences ;
- dans le troisième cas, la porte de la salle IRM est laissée ouverte, ce qui brise l'effet de la cage de Faraday entourant l'IRM. Dès lors, des ondes RF de l'extérieur viennent perturber le signal.



(1) – Normal

(2) – Avec appareil électronique

(3) – Porte ouverte

Tableau C.1. Images de bille C/S 1.2mm dans différentes conditions de bruit.



## ANNEXE D

### Articles

Articles de conférences publiés à ce jour.

- “A MRI-based Integrated Platform for the Navigation of Microdevices and Microrobots”, *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, September 25-30, 2011. San Francisco, CA, USA ;
- “Miniature Ferromagnetic Robot Fish Actuated by a Clinical Magnetic Resonance Scanner”, *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, September 25-30, 2011. San Francisco, CA, USA ;
- “A MRI-based platform for catheter navigation”, *International Conference of the IEEE EMBS*, August 30 - September 3, 2011, Boston, Massachusetts, USA.

## A MRI-based Integrated Platform for the Navigation of Micro-devices and Microrobots

Manuel Vonthron, *Student Member, IEEE*, Viviane Lalande, *Student Member, IEEE*,  
Gaël Bringout, *Student Member, IEEE*, Charles Tremblay and Sylvain Martel, *Senior Member, IEEE*

**Abstract**— Magnetic Resonance Navigation (MRN) aims at navigating artificial or synthetic untethered micro-devices and microrobots using an upgraded clinical Magnetic Resonance Imaging (MRI) system. For larger MRI-based navigated entities, past experiments proved that software-based upgrades only were sufficient. But for microrobots with an overall diameter of only a few tens of micrometers for travelling in narrower blood vessels, hardware upgrades need to be added to the MR scanner, resulting in a MRN system capable of generating 3D magnetic propulsion gradients on the microrobots well above the ones that could be generated by a clinical MRI scanner relying on software-upgrades only. But with the variety of models of clinical scanners coped with many versions of related operating software dedicated to MR imaging, implementing such upgrades that could operate with these scanners becomes a real challenge. As such, a new MRN platform architecture independent of the types of MR scanners is proposed and preliminary experimental data validating the potential of such microrobotic navigation system architecture integrated with a commercially available scanner are reported. The expected steering capabilities of the platform were evaluated initially using a special probe in the form of a magnetic catheter mimicking an anisotropic microrobot. Such special probe also allowed for easier recordings of the gradient steering force that would be induced on such microrobot while validating the technique for catheter steering which is also an important aspect since catheterization is often used for releasing the microrobots in larger arteries. Similarly, MR tracking of the same microrobot was also validated with the new system, confirming that tracking feedback data can be gathered in order to perform closed-loop navigation control.

### I. INTRODUCTION

THE use of microrobots in minimally invasive medicine is becoming a trend in robotics research and different approaches have been investigated [1]. A review of these approaches suggests that magnetism is a predominant choice for moving such microscale robots. Therefore, it is not surprising that Magnetic Resonance Imaging (MRI) has not only been considered as a medical imaging modality for operations in the human body, but also for magnetic actuation purpose. Indeed, combining such magnetic actuation with a proper imaging modality allowing for the tracking of microrobots in the body opens the possibility for

closed-loop servo control along pre-planned trajectories. But the implementation of such powerful concept for medical microrobots navigating in the vascular network is not a trivial task.

Indeed, ideally, the software and hardware upgrades needed to perform the navigation of microrobots must be implemented in a manner to be as independent as possible from the MR scanner being used while maintaining real-time requirements for adequate closed-loop navigation in the vascular network.

This is a major shift from the system's implementation that was initially used for a first *in vivo* proof of concept where a 1.5mm sphere was successfully navigated in the carotid artery of a living swine [2]. For this experiment, a software-only upgrade for Magnetic Resonance Navigation (MRN) was implemented within the MRI software platform and as such, the MRN upgrade was highly dependent not only on the model of MR scanner but also on the version of its software dedicated to imaging.

In the following sections, the three main components of the new MRN platform architecture for supporting *in vivo* tracking, actuation, and control are described and validated experimentally.

### II. THEORY OF OPERATIONS

MRN-based medical interventions rely on four main functions that have been implemented in the software and hardware upgrades of this proposed interventional microrobotic platform. These are the path planning, steering of the microrobots, localization or tracking of the navigated entities, and navigational control along the pre-planned trajectory in the vascular network. They are described in the following sub-sections.

#### A. Path Planning

Because of the complexity of the system, the technical constraints, and the physics associated with such types of operations, path planning is a critical part of MRN interventions. First, a high resolution MR image of the Region of Interest (ROI) is taken using a regular MRI angiographic sequence. The scan image is filtered as needed to highlight the vessel network of the patient. A path consisting of several "waypoints" along the vessels is defined, starting from an injection point of the microrobot to the actual target, e.g. a chemoembolization site for the release of a therapeutic agent in cancer therapy. This path planning would then determine the roadmap or trajectory to be followed by a microrobot or an aggregation of microrobots. Such trajectory is also the reference path used by the real-time closed-loop controller dedicated to navigation. The absolute positioning developed and described in [3] detects with a high precision

This project is supported in part by the Canada Research Chair (CRC) in Micro/Nanosystem Development, Fabrication and Validation and grants from the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC), the Province of Québec, and the Canada Foundation for Innovation (CFI).

Corresponding author: Sylvain Martel, NanoRobotics Laboratory, École Polytechnique de Montréal, 2500 chemin de Polytechnique, Montréal (QC), Canada, H3T 1J4. (E-mail: sylvain.martel@polymtl.ca)

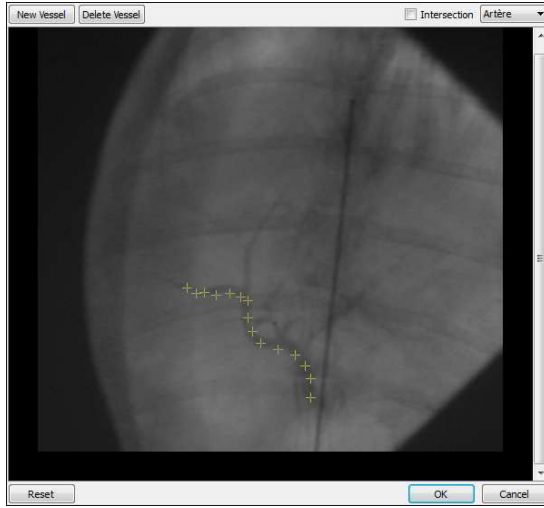


Figure 1: Path planning: definition of the reference trajectory (roadmap).

the location of the microrobot and apply a registration algorithm on the roadmap. Presently, the roadmap or trajectory is defined and plotted in the custom software application depicted in Fig.1.

#### B. Steering

A magnetic force  $\vec{F}_{mag}$  is induced in the soft magnetic core of the microrobot and is expressed as

$$\vec{F}_{mag} = RV_m \cdot (\vec{M} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B} \quad (1)$$

where  $V_m$  is the volume of the ferromagnetic core or the microrobot if its volume is entirely magnetic ( $m^3$ ),  $\vec{M}$  is its magnetization (A/m) which is typically at full saturation when placed in the bore of a clinical MRI scanner,  $\vec{\nabla} \vec{B}$  is the magnetic gradient field applied, and  $R$  is defined here as the duty cycle, i.e. the time when magnetic gradients used for propulsion or steering are applied within a cycle. Indeed, previous experiments with a clinical MRI system [4] were based on modified pulse sequences to generate a magnetic gradient used as a mean of propulsion rather than imaging. The new actuation hardware is conceived with this goal in mind, allowing stronger force and longer application duration. In all cases, a combination of three gradient coil sets, one for each direction of the space, is used.

#### C. Localization

The microrobot needs to be accurately tracked within real-time constraints to enable closed-loop navigation control. The dynamic positioning is achieved through a technique specially developed for such an application and which is known as Magnetic Signature by Selective Excitation Tracking (MS-SET) [5].

This positioning method relies on magnetic susceptibility artifacts caused by the ferromagnetic core. Instead of correcting for the distortion in the image, this physical difference with the rest of the volume to capture the magnetic signature of the device or robot is taken into account. First, a RF pulse tuned to the frequency of selected equipotential curves caused by the ferromagnetic core is

emitted. The RF signal emitted by the targeted protons with a regular readout gradient is gathered at a selected equipotential curve frequency. This results in three orthogonal acquisitions from which a 3D localization is obtained. The first set of projections is used as the basis of the correlation function for further acquisitions. Thus, 3D relative coordinates can be obtained with the acquisition of only three  $k$ -space lines (usually 256 lines), resulting in a considerable gain in speed compared to standard imaging acquisition and also in terms of image processing. This technique allows a sub-millimeter precision with a frequency acquisition up to 30Hz [6].

#### D. Control

A 3D PID controller has been successfully designed and implemented inside the MRI's framework to compute the deviation of the device from the ideal motion from tracking information gathered in real-time. From such feedback data, the controller was then able to compute and to generate the required propulsion gradient values for corrective actions in order to maintain the micro-device or microrobot along the planned trajectory. Although a PID controller proved to be appropriate for the first proof-of-concepts, more advanced control algorithms based on predictions and taking into consideration not only physiological conditions but also technological constraints within the MRN system would most likely lead to better performance.

### III. TOWARDS AN UPGRADED PLATFORM

Although all the procedures listed in the previous section have been validated experimentally [7], a clinical MRI system usually provides gradient magnitude from only 10 to 60 mT/m [8]. In some previous experiments, the gradient magnetic field induced a force on a relatively large ferromagnetic object (e.g. a 1.5mm bead). However, the magnetic force (see Eq. 1) produced by such gradients depended on the size of the magnetic core and as experimented in [7] and also mentioned in [9], such gradient amplitudes cannot steer properly a sub-millimeter device or robot in real physiological conditions. Furthermore, since the force is proportional to the cube of the spherical device or robot diameter (Eq. 1), the need for more gradient amplitudes becomes quickly necessary when the size of the microrobot must be decreased to travel in narrower blood vessels. Moreover, as described in [10], although the effective volume (Eq. 1) of magnetic material can be increased with an aggregation of smaller microrobots, the imaging gradient coils and their associated power-supply cannot experience a duty cycle typically higher than 50% at full amplitude. On a Siemens Sonata MRI system for instance, this fact leads to effective gradient amplitudes in the order of only 20mT/m (versus 40mT/m). Therefore, higher magnetic gradient amplitudes estimated at several hundreds mT/m [10], i.e. well beyond the capability of regular scanners, are required. On the software point of view, MRI systems come in various models and configurations with operating software systems that are not only different but that are modified (upgraded) by the manufacturer on a regular basis. These changes make the

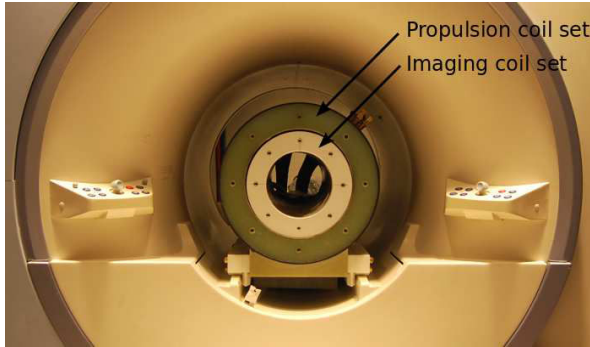


Figure 2: Magnetic gradient coil sets inside the bore of a 1.5T Siemens Sonata MRI system - The outer cylinder is responsible of high amplitude and duty cycle gradients for propulsion. The inner cylinder provides high linearity and responsiveness gradients for imaging purpose.

tight integration of additional software functionalities dedicated to MRN with commercial MRI software very difficult and challenging since modifications will always be necessary to deal with these changes initiated by the manufacturers. MRI systems are also very complex equipments dedicated to medical uses where safety is crucial. This also explains in part the fact that the platform is “locked” and few opportunities are given to allow usage of a clinical system for research purpose. A strong emphasis is therefore given on the new system that uses standard and open computing components, software and protocols.

The new platform we present here offers gradient coils of 450 mT/m capabilities in the three directions of space. We designed a whole hardware and software platform able to fulfill MRN for smaller microrobots while not requiring any change to a regular clinical MRI apparatus. In other words, we propose a manufacturer-independent and model independent solution that maintains the existing MRI equipment unchanged.

#### IV. HARDWARE COMPONENTS

To achieve the goal of steering catheters, microparticles and other micro-devices including microrobots, two sets of coils are added as a complement of the existing equipment being in our case a 1.5T Siemens Sonata clinical MRI system. No hardware or software modification was done on the hosting system allowing MR imaging functionality and other functions related to MRI to be used.

##### A. Propulsion System

The new actuation (propulsion and steering) system (Fig. 2) is made of a 400mm outer diameter cylinder embedding three pairs of magnetic gradient coils. A pair of longitudinal coils generates the z-axis (along the longitudinal of the MRI bore) gradient up to 510mT/m. Two pairs of transversal coils provide x and y-axis gradients, up to 460mT/m. A dedicated power supply and cooling system allow for operations with a 100% duty cycle at the cost of a lower slew rate that translates to a minimum rise time of the coils and amplifier of 20ms. Depending on the interventions, such longer rise time is typically acceptable for propulsion but cannot allow imaging with the same equipment.

Indeed, the propulsion coil set has been designed to maximize the magnetic force on the microrobots but by doing so, it could not be designed to be used for medical imaging since its ramp up time and gradient uniformity are below the specifications required for high quality medical imaging.

##### B. Imaging and Tracking System

In our platform, the imaging and tracking coil set (Fig.2) reproduces the imaging capability of the MRI system, yet with higher imaging gradient amplitudes. The main characteristics of the coils is the ability to have very small rise time, down to 100 $\mu$ s, providing MRI quality images. Imaging pulse sequences usually do not need gradient amplitude higher than a few mT/m. The use of stronger gradient amplitude allows shortening the duration of the pulse and increasing the tracking rate.

#### V. SOFTWARE ARCHITECTURE

The use of microrobots in minimally invasive surgery requires that the system is built upon highly reliable pieces of software. The architecture involves synchronization and communication between heterogeneous equipments. We choose to run a central controller computer running a hard real-time operating system (RTOS).

##### A. Xenomai

Among the large number of available operating systems, only a few of them are able to guarantee hard real-time performance. Examples of RTOS include known commercial systems such as VxWorks (WindRiver) or QNX (Research In Motion). Real-time capabilities also have been added to the Linux kernel through projects such as RTAI or the PREEMPT\_RT patch and provide comparable if not better performances [11]. We use the Xenomai framework, an RTAI's derivative, which provides a double kernel solution to handle hard real-time requirements. Our experience with Xenomai showed that it provides many facilities such as good hardware support, message passing framework, real-time interface drivers suitable for our platform. Furthermore, the framework allowed us to develop hard real-time applications in both kernel-space and user-space. Xenomai comes with the Analog framework that we used to interface our controlling station with non-serial and non-network communication link such as TTL lines for synchronization or analog sampling for enhancing predictive navigation control of the microrobots by gathering more physiological data that may include electrocardiograph (ECG) and other physiological-related sensory information. The physical interface was achieved with a PCI acquisition card (PCI-6036E, National Instruments, USA) programmed through the `ni_pcamia` driver of the Analog framework.

##### B. Synchronization

The main computer manages heterogeneous equipment and runs the low level controller. The three major components of the system run in a time-multiplexed fashion (Fig. 3). Once the tracking pulse sequence is completed, the resulting raw RF data are sent to the controller which will

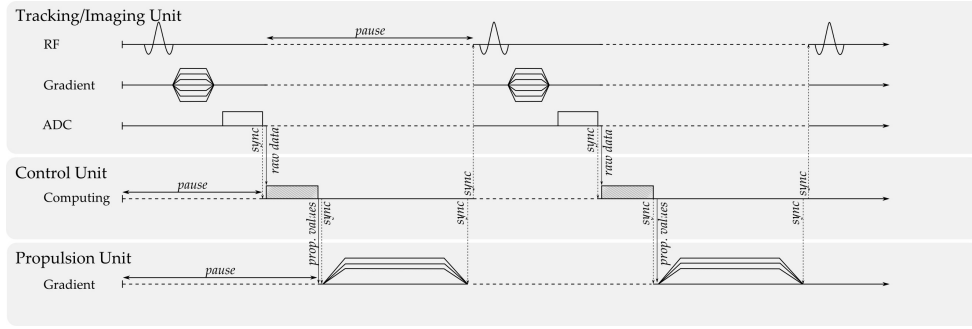


Figure 3: Sequence of events – Upper part depicts the MRI-based tracking sequence with a tuned RF pulse. Bottom part shows the propulsion unit driven by commands computed by the control unit (middle part). Imaging and propulsion events are mutually exclusive: precise synchronization and control is achieved by the main controller.

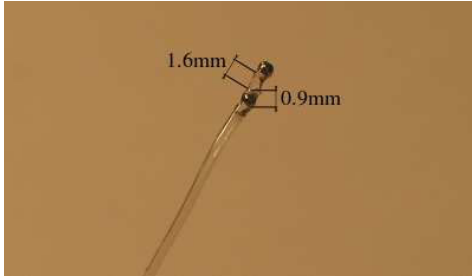


Figure 4: Distal tip of the catheter provided with two  $\varnothing 0.9\text{mm}$  chrome steel beads.

then compute the correlation, deduce the movement of the targeted microrobot and generate the appropriate propulsion sequences. Such tracking and propulsion components represent the environment of the real-time scheduling role played by the controller.

## VI. MICROROBOTS AND CATHETERS

Although the strong homogeneous magnetic field (e.g. 1.5T in our case) of the MR scanner will saturate the soft ferro-magnetic material of the microrobot, leading to maximum propulsive or steering force, the same field will also align such microrobot along the longitudinal axis of the MRI bore, also known as the  $z$ -axis. Therefore, previous versions of microrobots designed to maneuver inside a MRI bore were rounded in shape such that the drag coefficient would be the same in all directions while the orientation of the microrobot would remain constant during travel. Although, effort could be put forward to optimize the microrobot shape to reduce fluid drag relative to magnetic forces, such effort would not yield a significant improvement since a simple spherical microrobot would only have approximately 10% higher fluid drag compared to the one with an optimal shape [12].

Nonetheless, although an aggregation of smaller microrobots can yield higher propulsive force through interactive coupling due to dipole-dipole interactions between the microrobots, a similar approach can be investigated and potentially applied for the implementation of an anisotropic microrobot instead of spherical versions mentioned earlier.

One approach for the implementation of an anisotropic microrobot would be the integration of two mechanically coupled distant magnetic spheres within a longitudinal body, e.g. a cylinder. This design would add to the effective volume of magnetic material for an increase in the magnetic force being induced (see Eq. 1). But such implementation to be effective in the vasculature would be complicated by the fact that the high magnetic field of the MR scanner would induce a constant torque on the spheres that would have to be taken into account.

To investigate the basic principle of this approach, a special tip has been designed at the end of a catheter as shown in Fig. 3. This experimental method yielded easier measurement gatherings while demonstrating the possibility of steering a catheter that could be more easily positioned in specific locations suitable for the release of the microrobots.

## VII. PRELIMINARY EXPERIMENTS

### A. Propulsion and Steering Measurements

A 2.5Fr catheter (“FasTracker 018”, Boston Scientific, USA) of a  $1.2 \times 10^{-6} \text{ N.m}^2$  bending stiffness was clamped at 42mm from its distal tip. The tip of the catheter was composed of two ferro-magnetic chrome steel beads (Salemball, USA) spaced one from another with a hand-made PMMA spacer 1.6mm long. The clamp and catheter were placed in a water bath to reduce friction. Each bead had 0.9mm diameter with a 1248 kA/m saturation magnetization. During the experiments, the gradient generated varies from -400mT/m and +400mT/m by steps of 50mT/m. The displacement of the catheter relatively to its natural position when no gradient was applied was measured at each step with a MRI compatible camera. The setup was placed between a pair of Maxwell coils (Fig 5(a)) and in the bore of a 1.5T Siemens Sonata MRI system so that the beads could reach their saturation magnetization. The Maxwell coils were powered in order to produce a gradient along the  $z$  axis of the MRI system. The same setup was then placed at the center of the propulsion coil cylinder inside the bore of the MRI system. This is depicted on Fig. 6(a). The free end of the catheter was placed in the homogeneity sphere of the coils set perpendicularly to the  $z$  axis.



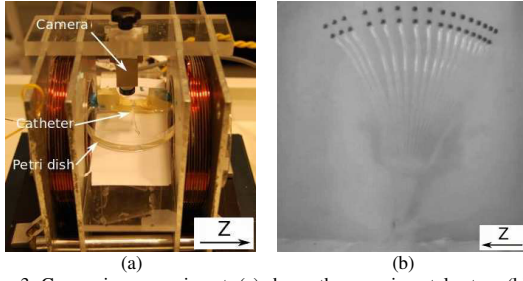


Figure 3: Comparison experiment: (a) shows the experimental setup; (b) is a superimposed picture of the deflections obtained by varying the gradient amplitude by 50mT/m increments from -400mT/m to +400mT/m.

Figure 5(b) and 6(b) show superimposed photographs of the deflections of the catheter inside the Maxwell coils and the propulsion coil set respectively. Each photograph represents a 50mT/m increment. Maximum amplitude and minimum amplitude correspond to our top values of 400 and -400mT/m. The comparison of the two pictures shows a highly similar behavior of the catheter regardless of the coil used. Figure 7 represents the displacement amplitude of the catheter relatively to the gradient amplitude applied for both systems. They both experience an increasing displacement with the gradient field as well as a displacement difference between the two sides of the experiment. This phenomenon is explained by the existence of an unwanted preferential magnetization direction of the bead possibly due to the grain anisotropy inside the material. The two curves show a good correlation that validates the ability of the new coils to generate a magnetic force with the expected amplitude.

#### B. Tracking Measurements

As the complete tracking set was not yet completely assembled, the tracking method was initially validated with a clinical MRI system on the same type of catheter tip used in the propulsion and steering experiment. These tracking measurements were achieved independently from the propulsion test.

A one-bead tip catheter representing a potential microrobot was manually moved inside a glass phantom mimicking a blood vessel in order to track the bead *in vitro* conditions. The phantom depicted on Fig. 8 was placed on a plastic stand used to lift it at the center of the homogeneous MRI system's zone. The phantom had a 2.8mm internal diameter with a length of 135mm. The setup was immersed into a water filled spherical aquarium to make sure that the catheter tip was surrounded with a large quantity of hydrogen protons for tracking requirements. The catheter was then manually moved inside the glass phantom from one end to the other.

A tracking MRI sequence was run during the actuation of the catheter. The sequence was tuned to best detect the displacement of the tip's bead by adjusting the excitation and acquisition frequency. The appropriate frequency offset was found by trials and errors. As soon as a displacement was computed, its coordinates were recorded in a text file. We performed a registration step on the collected data from the tracking program to match the coordinate origin. The points (X, Z) were then loaded as a "fiducial list" in the

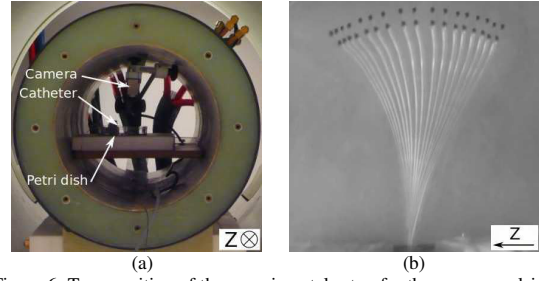


Figure 6: Transposition of the experimental setup for the new propulsion system: (a) shows the setup inside the new gradient coil set; (b) represents the superimposed pictures of the deflections obtained by varying the gradient amplitude by 50mT/m increments from -400mT/m along the z axis.

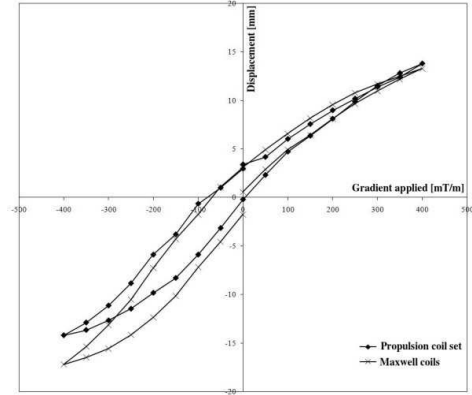


Figure 7: Graphs showing the displacement of the catheter versus the gradient amplitude inside the propulsion coil set and the Maxwell coils.

medical imaging visualization and computing software 3DSlicer.

Figure 9 shows the evolution of the tracked points coordinates versus time. X and Z axis are plotted. The positions of the catheter are also depicted in Fig. 10 as a view similar to what we are proposing to offer to the medical team during an operation. The image taken at the beginning of the procedure (path planning) is used as a background image to the point visualization. In this experiment, we ran a regular HASTE imaging sequence on the model. The combination of the image and the tracked points shows that the expected trajectory is tracked as expected. Variations on the x-axis while the catheter is moved forward can be explained by the movement of the 0.9mm diameter tip inside the 2.9mm diameter tube and/or the tracking errors of the test. Maximum amplitude of this variation is up to 3.2mm. Considering the inner diameter of the model, this remains an acceptable precision to enable a closed-loop control on this basis for not only catheters but also microrobots.

#### VIII. DISCUSSION AND CONCLUSION

The propulsion abilities of our new set of coils have been tested and they successfully provided the magnetic force needed to bend a catheter as expected while providing insights about the possibility of steering much smaller microrobots. The tracking sequence has successfully been

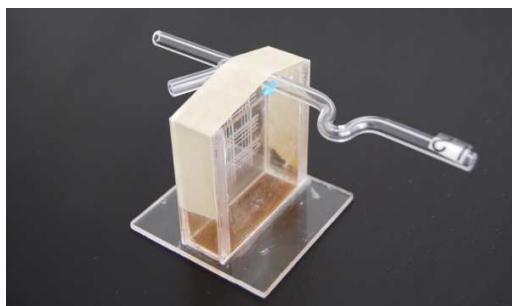


Figure 8: Glass phantom mimicking curve and bifurcation of a blood vessel.

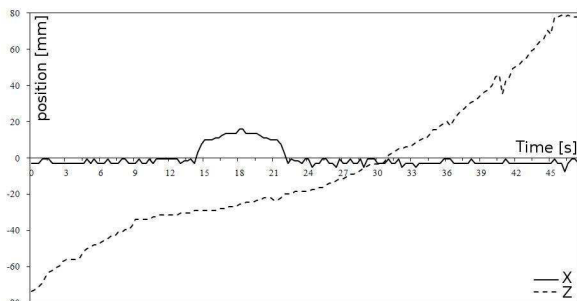


Figure 9: Evolution of (Z, X) positions from tracking method while moving the catheter into the phantom.



Figure 10: Result of the tracking in the glass phantom in a spherical aquarium. The dots represent the catheter tracked points as viewed in the fiducials module of 3DSlicer (medical imaging software). Axis added.

achieved on a catheter mimicking the signal that could be generated from a microrobot. Many tasks still remain to complete a whole new platform and each component has to be tested and validated.

Thus, future work will focus on the transfer of the tracking techniques developed on MRI system on our new set of imaging coils. The synchronized activation of the propulsion and tracking elements through the main controller will be thoroughly tested. Validation of these techniques will allow starting the making of a human scale gradient system, whereas a rabbit-sized system has been presented, considering the high cost and complexity of such an equipment.

Further applications of this integrated system will also drive smaller microrobots which are much more demanding for real time hardware/software implementations and rise time for the propulsive coils. Examples of potential applications include but are not limited to the treatment of cancer by bringing drugs closer to the tumor rather than releasing it systematically into the bloodstream. The potential advantages of such platform capable of navigating microrobots are important since chemotherapeutic drugs are toxic even for healthy cells, thus causing massive side effects.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors wish to acknowledge the support of the Nanorobotic Laboratory of Ecole Polytechnique de Montréal (EPM) and particularly Ouajdi Felfoul from the same lab. Previous teams of the Nanorobotic Laboratory that participated in projects related to this platform are also acknowledged as this work takes its foundation on their past breakthroughs and experimental validations.

#### REFERENCES

- [1] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatos, and J. J. Abbott, "Microrobots for minimally invasive medicine," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 12, pp. 55–85, June 2010.
- [2] S. Martel, J.-B. Mathieu, O. Felfoul, A. Chanu, E. Aboussouan, P. Pouponneau, G. Beaudoin, G. Soulez, and M. Mankiewicz, "Automatic navigation of an untethered device in the artery of a living animal using a conventional clinical magnetic resonance imaging system," *Applied Physics Letters*, vol. 90, p. 114105, 2007.
- [3] E. Aboussouan and S. Martel, "High precision absolute positioning of medical instruments in MRI systems," in *Proceedings of 28th Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society EMBS*, August, 2006, pp. 743–746.
- [4] S. Martel, J. Mathieu, O. Felfoul, A. Chanu, E. Aboussouan, S. Tamaz, P. Pouponneau, G. Beaudoin, G. Soulez, and M. Mankiewicz, "A computer-assisted protocol for endovascular target interventions using a clinical MRI system for controlling untethered microdevices and future nanorobots," *Computer Aided Surgery*, vol. 13, no. 6, pp. 340–352, 2008.
- [5] O. Felfoul, J. Mathieu, G. Beaudoin, and S. Martel, "In vivo MR-tracking based on magnetic signature selective excitation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 27, no. 1, pp. 28–35, 2008.
- [6] O. Felfoul, E. Aboussouan, A. Chanu, and S. Martel, "Real-time positioning and tracking technique for endovascular untethered microrobots propelled by MRI gradients," in *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2009.
- [7] J. Mathieu and S. Martel, "In vivo validation of a propulsion method for untethered medical microrobots using a clinical magnetic resonance imaging system," in *Proceedings of the IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, San Diego, CA, 2007.
- [8] C. Westbrook, C. Roth, and J. Talbot, *MRI in Practice*. Wiley-Blackwell, 2005.
- [9] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, "MRI-based microrobotic system for the propulsion and navigation of ferromagnetic microcapsules," *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, vol. 19, no. 3, pp. 157–169, 2010.
- [10] J. Mathieu and S. Martel, "Steering of aggregating magnetic microparticles using propulsion gradients coils in an MRI Scanner," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 63, no. 5, pp. 1336–1345, 2010.
- [11] A. Barbalace, A. Luchetta, G. Manduchi, M. Moro, A. Soppelsa, and C. Talierno, "Performance comparison of VxWorks, Linux, RTAI and Xenomai in a hard real-time application," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 53, pp. 1015–1021, Jun. 2008.
- [12] F.A. Hinojosa and S. Martel, "Suggested shapes for a first generation endovascular untethered microdevice prototype," *Proc. IEEE Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, Shanguai, China, pp. 1286–1288, Sept. 1–4, 2005.

## A MRI-based platform for catheter navigation

Manuel Vonthron, *Student Member, IEEE*, Viviane Lalande, *Student Member, IEEE*  
and Sylvain Martel, *Senior Member, IEEE*

**Abstract**— The development of minimally invasive surgical techniques using magnetism is expanding. Our research group is exploring catheter steering using the gradient field of a modified clinical Magnetic Resonance Imaging (MRI) system. This paper focuses on the upgrade of the MRI testing platform towards an integrated system allowing for *in vitro* and *in vivo* experiments. The expected steering capabilities of the platform are evaluated through experimental tests, and catheter tracking is adapted accordingly while being tested for potential medical interventions.

### I. INTRODUCTION

External catheter actuation is a minimally invasive surgery technique that can be achieved by mechanical or magnetic means. Mechanical techniques such as the pull wire method [1], to name but only one technique, are hard to miniaturize due to the manufacturing and integration complexities preventing sufficient miniaturization of the instrument for medical interventions. The use of magnets at the tip of the catheter being actuated by external magnets [2] offers a solution to the miniaturization issue. The solution is pushed further by taking advantage of the dynamic magnetic properties of a Magnetic Resonance Imaging (MRI) system to steer devices such as catheters. The possibilities offered by this approach are numerous: this is not only about facilitating access to areas of the body currently difficult to operate on without causing damages, but also to allow treating areas that are inaccessible today with the promises of using a radiation-free imagery and steering capability.

Significant deformations are mandatory to distinguish the benefit brought by the magnetic steering from the surgeon's skills to navigate the catheter into tortuous vessel networks. The steering tests of a magnetic catheter tip using solely the gradient capacity of a clinical MRI system resulted into small tip displacements [3]. The same type of tests but with additional gradient coils inside the MRI system combined with an enhanced catheter tip design increased the force applied at the tip and showed wider deformations [4].

The "Magnetic Resonance Submarine" (MR-Sub) project aims at providing an integrated system capable of driving a

device inside the human vascular system. Its approach is to use magnetic gradient force for microrobots-assisted medicine which is only one among the numerous research ways being listed in [5]. The final platform is intended to drive in fully autonomous or surgeon-guided way, a variety of devices including catheters [4] and synthetic microcarriers [6]. Every step involved, from device tracking to actual propulsion has been successfully validated *in-vivo* [7]. The experiments focused on a 2D steering of a 1.5mm diameter sphere in a permanent magnetic field  $\vec{B}_0$ . The magnetic force induced on the device by a magnetic gradient  $\vec{\nabla}B$  can be estimated as

$$\vec{F}_{mag} = RV_m \cdot (\vec{M} \cdot \vec{\nabla})\vec{B} \quad (1)$$

where  $V_m$  is the volume of the ferromagnetic device ( $m^3$ ),  $M$  its magnetization (A/m), and  $R$  the duty cycle, the time when magnetic gradients are applied within a cycle. A clinical MRI system usually provides gradient  $\vec{\nabla}B$  from 10 to 60 milliTesla per meter (mT/m) [8]. However, as mentioned in [9], the magnetic force from Eq.1 produced by such gradients cannot steer properly a sub-millimeter device since the force is proportional to the cube of the spherical device's diameter. Moreover, the imaging gradient coils of a clinical apparatus and their associated power-supply cannot experience a duty cycle higher than 50% at full amplitude [10]. On a Siemens Sonata MRI system for instance, this leads to an effective gradient amplitude of 20mT/m. We intend to drive sub-millimeter catheter tips and even smaller micro-devices. Thus, higher magnetic gradient amplitudes in the order of several hundreds mT/m [10], well beyond the capability of regular scanners, are required.

The new platform we present here offers gradient coils capabilities of more than 450 mT/m in the three directions of space (Fig. 1). They also can be combined for even better efficiency. We designed a whole hardware and software platform able to fulfill the goals of the MR-Sub project while not requiring any change to a standard clinical MRI scanner which makes it manufacturer-independent and model-independent as well. The platform could even be used while the MRI system is switched off. The discussed initial design is intended to be tested on a Siemens Sonata 1.5T MRI system.

### II. SYSTEM COMPONENTS

To achieve the goal of steering catheters, microparticles and other devices, the new two sets of coils are added as a complement of the existing equipment: A first one for steering purpose and a second one to provide imaging capabilities. Radiofrequency system of the MRI has to be re-done to image again through these new coils. A software

Manuscript received April 14, 2011. This project is supported in part by the Canada Research Chair (CRC) in Micro/Nanosystem Development, Fabrication and Validation and grants from the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC), the Province of Québec, and the Canada Foundation for Innovation (CFI).  
Manuel Vonthron (manuel.vonthron@polymtl.ca) and Viviane Lalande (viviane.lalande@polymtl.ca) are with the NanoRobotics laboratory, École Polytechnique de Montréal.  
Corresponding author: Sylvain Martel, NanoRobotics Laboratory, École Polytechnique de Montréal, 2500 chemin de Polytechnique, Montréal (QC), Canada, H3T 1J4. (E-mail: sylvain.martel@polymtl.ca)



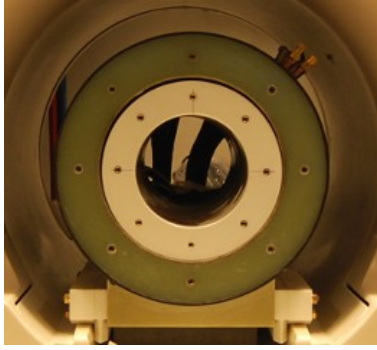


Fig. 1. Magnetic gradient coil sets inside the bore of a 1.5T Siemens Sonata MRI system – The outer cylinder is responsible of high amplitude and duty cycle gradients for propulsion. The inner cylinder provides high linearity and responsiveness gradients for imaging purpose.

architecture is also built to synchronize all components and control the propulsion with high precision.

#### A. Propulsion system

We mentioned that gradient amplitude of a clinical MRI system is not appropriate to bend enough a catheter to profit from the system nor drive sub-millimeter microparticles in presence of blood flow.

The new actuation system (Fig. 1) is made of a 400mm outer diameter cylinder embedding three pairs of magnetic gradient coils. A pair of longitudinal coils generates the  $z$ -axis gradient up to 510mT/m. Two pairs of transversal coils provide  $x$  and  $y$ -axis gradients, up to 460mT/m. Appropriate power supply and cooling allows a 100% duty cycle. The counterpart of these characteristics is a low slew rate and a minimum rise time of the coils and amplifier of 20ms. Long rise time are acceptable for propulsion stage but cannot allow imaging stages with this equipment. The propulsion coil set has been designed to maximize the magnetic force on the microdevice. It cannot be used as medical imaging equipment since its ramp up time and gradient uniformity are under medical imaging requirements.

#### B. Imaging and tracking system

Imaging and tracking coil set (Fig.1) reproduces the imaging capacity of the MRI system yet with higher imaging gradients amplitude. It is composed of the imaging set of coil and its associated amplification unit. The low-level control of both coils and the radio-frequency chain, i.e. the MRI sequence player, is provided by a versatile NMR spectrometer console. The positioning method of this new platform design is based on [11]. We implement it in the framework of the NMR spectrometer. The main characteristics of the coils is the ability to have very small rise time, down to 100 $\mu$ s, providing MRI quality images. While imaging pulse sequences usually do not need gradient amplitude higher than a few mT/m, these can also reach 500mT/m. The use of stronger gradient amplitude allows shortening the duration of the pulse and increasing the tracking rate.

#### C. Software architecture

The use of microrobot being propelled or a catheter being deflected at vessel bifurcations during minimally invasive surgery requires that the system is built upon highly reliable pieces of software. The architecture involves synchronization and communication between heterogeneous equipments. We choose to run a central controller computer running a hard real-time operating system (RTOS): Xenomai. This RTOS provides many programming facilities such as good hardware support, message passing framework, and real-time interface drivers. Also, the framework allows us to develop hard real-time applications in both kernel-space and user-space. Xenomai comes with the Analogy framework that we use to interface our controlling station with non-serial and non-network communication link such as TTL lines for synchronization or analog sampling for further evolutions that may include electrocardiograph (ECG) and other physiological sensors.

The main computer manages the heterogeneous equipments and runs the low level controller. The three systems run in a time-multiplexed fashion. Once the tracking pulse sequence is completed, the resulting raw RF data are sent to the controller which computes the correlation with the previous acquisition. It then computes the movement of the device (such as the catheter tip) [11] and generates appropriate propulsion or deflection orders depending on the types of devices being actuated. This results immediately following an accurate actuation of the device. Tracking and propulsion or deflection components in case of a catheter represent the environment of the real-time scheduling role played by the controller.

### III. PRELIMINARY EXPERIMENTS

#### A. Propulsion measurements

In order to validate the possibility for catheter deflection while providing insights for the propulsion capabilities of the platform for untethered microrobots or carriers, we aimed to compare previous established experiments [4] with our new set of coils. The same boundaries conditions were applied in the previous and the new platform to guarantee that the data gathered would be related to the coils only. We reproduced the experiment with the custom Maxwell coils previously used along the  $z$ -axis and compared the results obtained with the ones from the new set of coils.

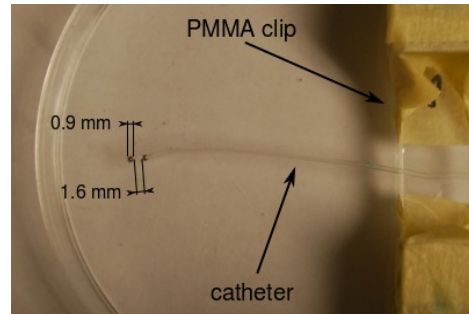


Fig. 2. Distal tip of the catheter with two 0.9mm chrome steel beads.

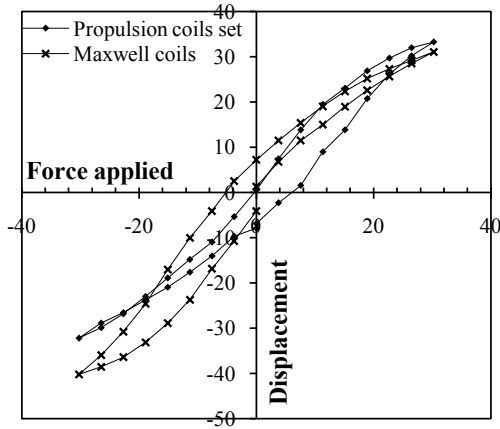


Fig. 3. Graph showing the displacement of the catheter versus the gradient amplitude inside the propulsion coil set and the Maxwell coils.

1) *Material and method:* A 2.5Fr catheter (“FasTracker 018”, Boston Scientific, USA. (Fig. 2) of a  $1.2 \times 10^{-6} \text{ N.m}^2$  bending stiffness is clamped at 42mm from its distal tip. The tip of the catheter is composed of two chrome steel beads (Salemball, USA) spaced one from another with a hand-made PMMA spacer 1,6mm long in order to avoid an inconvenient torque described in [4]. The clamp and catheter are placed in a water bath to reduce friction. Each bead is 0.9mm diameter and has a 1 248 kA/m saturation magnetization. During both experiments, the gradient generated varies from -400 mT/m and +400 mT/m by steps of 50 mT/m. The displacement of the catheter relatively to its natural position when no gradient field is applied is measured at each step with a MRI compatible camera.

The setup is first placed between a pair of Maxwell coils (Fig 4(a)) and in the bore of a 1.5T Siemens Sonata MRI system so that the beads reach their saturation magnetization. The Maxwell coils are powered in order to produce a gradient field along the  $z$  axis of the MRI system.

The same setup is then placed at the center of the propulsion coil cylinder described in II-A inside the bore of the MRI system. This is depicted on Fig. 5(a). The free end of the catheter is placed in the homogeneity sphere of the coils set perpendicularly to the  $z$  axis. The whole experiment is repeated three times.

2) *Results:* Figure 4(b) and 5(b) show superimposed photographs of the deflections of the catheter inside the Maxwell coils and the propulsion coil set respectively. Each photograph represents a 50mT/m increment. Maximum amplitude and minimum amplitude correspond to our top values of 400 and -400mT/m. The comparison of the two pictures shows a highly similar behavior of the catheter regardless of the coil used and the repetition of the experiment. Considering that the displacement of displacement of the catheter highly depends on its stiffness and its free length, Figure 3 represents non-dimensional data of the displacement  $l$  of the catheter relatively to the force applied  $f$  for both systems. The applied force and the displacement are defined as :

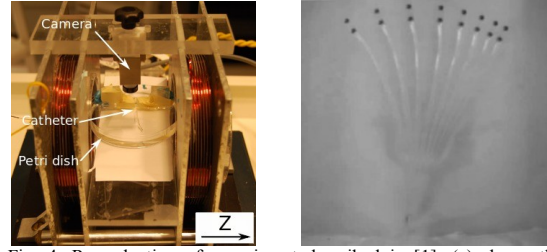


Fig. 4. Reproduction of experiment described in [1]: (a) shows the experimental setup; (b) is a superimposed picture of the deflections obtained by varying the gradient amplitude by 50mT/m increments from -400mT/m to +400mT/m.

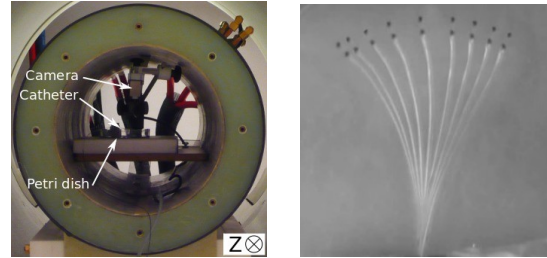


Fig. 5. Transposition of the experimental setup for the new propulsion system: (a) show the setup inside the new gradient coil set; (b) represents the superimposed pictures of deflections obtained by varying the gradient amplitude by 50mT/m increments from -400mT/m to +400mT/m along the  $z$  axis.

$$\vec{f} = \frac{\vec{F}_{mag} L^2}{EI}; \quad l = \frac{d}{L} \quad (2)$$

Where  $f$  is the non-dimensional force applied,  $F_{mag}$  is the magnetic force (N) defined in Eq. 1,  $L$  is the length of the catheter from the clamp to the center of the first bead (m),  $EI$  is the measured stiffness of the catheter ( $\text{N.m}^2$ ),  $l$  is the non-dimensional displacement and  $d$  is the displacement of the tip of the catheter (m).

They both experience a hysteresis loop corresponding to the ferromagnetic behavior under a varying magnetic field. The two curves show a good correlation that validates the ability of the new coils to generate a magnetic force with the expected amplitude.

#### B. Tracking measurements

As the complete tracking set is not yet assembled, we first need to validate the tracking method with a clinical MRI system on the same type of catheter tip used in the first experiment. This measurement is achieved independently from the propulsion test.

1) *Material and method:* A one-bead tip catheter is manually moved inside a glass phantom mimicking a blood vessel in order to track the bead in *in-vitro* conditions. The phantom depicted on Fig. 6 is placed on a plastic stand used to lift it at the center of the MRI system’s imaging zone. The phantom has a 2.8mm internal diameter and is 135mm long. The setup is immersed into a filled spherical aquarium to make sure that the catheter tip is surrounded with a large quantity of hydrogen protons for tracking requirements. The catheter is manually moved inside the glass phantom from one end to the other.

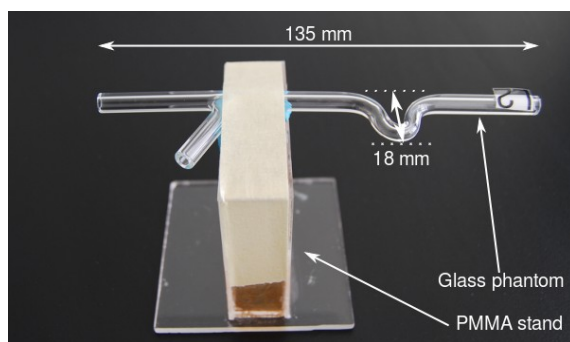


Fig. 6. Glass phantom mimicking curve and bifurcation of a blood vessel

A tracking MRI sequence is run during the actuation of the catheter. The sequence is tuned to best detect the displacement of the tip's bead by adjusting the excitation and acquisition frequency. The appropriate frequency offset is found by trial and errors. As soon as a displacement is computed, its coordinates are written in a text file. We perform a registration step on the collected data from the tracking program to match the coordinate origin. The points (X, Z) are then loaded as a "fiducial list" in the medical imaging visualization and computing software 3DSlicer.

2) *Results:* Figure 7 is a view of the 3DSlicer software very similar to what we propose to offer to the medical team during an operation. The image taken at the beginning of the procedure (path planning) is used as a background image to the points visualization. In this experiment we ran a regular HASTE imaging sequence on the model. The combination of the image and the tracked points shows that the trajectory is tracked as expected. Variations on the x-axis while the catheter is moved forward can be explained by the movement of the 0.9mm diameter tip inside the 2.9mm diameter tube and/or the tracking errors of the test. Maximum amplitude of this variation is up to 3.2mm. Considering the inner diameter of the model, this remains an acceptable precision to enable a closed-loop control on this basis.

#### IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

The abilities of our new set of coils have been tested and they successfully provided the magnetic force needed to bend a catheter as expected and the tracking sequence has successfully been achieved on a catheter as well. Many tasks remain to be completed and the whole new platform with related critical components would need further tests and validations. The new set of coils proved their ability to bend a catheter and future work will focus on characterizing the catheter steering behavior and limitations with larger sample size of tests.

Therefore, future work will focus on the transfer of the tracking techniques developed on the MRI system to our new set of imaging coils. The synchronized activation of the propulsion and tracking elements through the main controller will be thoroughly tested.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors wish to acknowledge the support of the

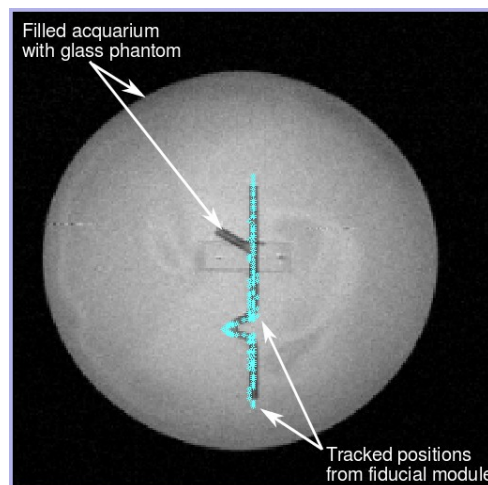


Fig. 7. Result of the catheter tracking in a glass phantom in a spheric aquarium. The dots represent the catheter tracked points as viewed in the fiducials module of 3DSlicer (medical imaging software).

Nanorobotic Laboratory of Ecole Polytechnique de Montréal and particularly Frederick Gosselin, Gaël Bringout and Charles Tremblay.

#### REFERENCES

- [1] A. Al-Ahmad, J.D. Grossman, and P.J. Wang, "Early experience with a computerized robotically controlled catheter system," *Journal of interventional cardiac electrophysiology*, vol. 12, (no. 3), pp. 199-202, 2005.
- [2] S. Ramcharitar, M. Patterson, R. van Geuns, C. van Meighem, and P. Serruys, "Technology insight: magnetic navigation in coronary interventions," *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, vol. 5, (no. 3), pp. 148-156, 2008.
- [3] K. Zhang, A. Krafft, R. Umthum, F. Maier, W. Semmler, and M. Bock, "Real-time MR navigation and localization of an intravascular catheter with ferromagnetic components," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, pp. 1-11.
- [4] F. Gosselin, V. Lalande, and S. Martel, "Characterisation of the deflections of a catheter steered using a magnetic resonance imaging system," manuscript submitted for publication.
- [5] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, and J. J. Abbott, "Microrobots for minimally invasive medicine," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 12, pp. 55-85, June 2010.
- [6] P. Pouponneau, O. Savadogo, T. Napporn *et al.*, "Corrosion study of iron-cobalt alloys for MRI-based propulsion embedded in untethered microdevices operating in the vascular network," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 93, no. 1, pp. 203-211, 2010.
- [7] J. Mathieu and S. Martel, "In vivo validation of a propulsion method for untethered medical microrobots using a clinical magnetic resonance imaging system," in *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, San Diego, CA, 2007.
- [8] C. Westbrook, C. Roth, and J. Talbot, *MRI in Practice*. Wiley-Blackwell, 2005.
- [9] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, "MRI-based microrobotic system for the propulsion and navigation of ferromagnetic microcapsules," *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, vol. 19, no. 3, pp. 157-169, 2010.
- [10] J. Mathieu and S. Martel, "Steering of aggregating magnetic microparticles using propulsion gradients coils in an MRI Scanner," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 63, no. 5, pp. 1336-1345, 2010.
- [11] O. Felfoul, J. Mathieu, G. Beaudoin, and S. Martel, "In Vivo MR-Tracking Based on Magnetic Signature Selective Excitation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 27, no. 1, pp. 28-35, 2008.

# Miniature Ferromagnetic Robot Fish Actuated by a Clinical Magnetic Resonance Scanner

Frédéric P. Gosselin, David Zhou, Viviane Lalande *Student Member IEEE*,  
Manuel Vonthron *Student Member IEEE* and Sylvain Martel *Senior Member IEEE*

**Abstract**—A new actuation principle which permits omnidirectional steering for a swimming robot using a magnetic resonance imaging scanner is presented. The robot fish is made of a ferromagnetic head and a flexible tail. It is actuated by transverse oscillating magnetic gradients. The swimming performances of the robot fish are studied for varying tail length as well as varying actuation frequency and amplitude. Through a dimensional analysis, the important parameters influencing the swimming gait are identified and the mechanism of actuation is better understood. Considering the scaling of forces, this dimensional analysis leads us to believe that in the future the height and width of the fish robot could be miniaturised to sub-millimetre scale.

## I. INTRODUCTION

Wireless microrobots offer great promises in the development of new minimally invasive procedures [1]. We envision microrobots small enough to be swallowed or injected in the arterial system to navigate the natural pathways of the human body and perform missions of drug delivery, endoscopy or microsurgery. The benefits in terms of better performance of treatment and diagnostic as well as reduction of side effects are exemplified by the success of gastrointestinal-track capsule endoscopy [2] now in use for diagnosis.

The gastrointestinal-track capsule endoscope is swallowed by the patient and follows its course passively. However, greater possibilities could emerge if microrobots could be propelled and controlled actively. The solution of using magnetic fields for propulsion is elegant because it externalises the power source and the control system out of the microrobot for greater miniaturisation possibilities. Most applications of magnetic steering for micropulsion can be classified into one of three modes [3]: (i) an oscillating uniform magnetic field generates an oscillating torque on a magnetic robot which induces a flapping motion [4]; (ii) a rotating field induces a rotation of the robot which is propelled forward by a helical tail; and (iii) a magnetic gradient simply pulls the microrobot.

It is the latter mode of propulsion that was employed to move a ferromagnetic sphere using the magnetic field gradients generated by a clinical magnetic resonance imaging (MRI) scanner in vitro [5] and in vivo [6]. The use of a MRI scanner as a propulsion platform for microrobots offers the possibility to combine actuation and imaging in a single technology already widely available in hospitals [7].

École Polytechnique de Montréal, Nanorobotics Laboratory, Pavillon Lassonde, local M-4505, 2500, chemin de Polytechnique, Montréal, Qc, Canada, H3T 1J4 sylvain.martel@polymtl.ca  
<http://www.nano.polymtl.ca/>

Lalande et al. [8] showed that the magnetic fields generated by a MRI-scanner could be used to propel a swimming microrobot in a fish-like manner. An oscillating transverse magnetic field gradient is employed to pull the ferromagnetic head of the robot fish from left to right in a sway mode while its flexible tail converts this motion into a lift force which generates thrust. This form of actuation is different from previously mentioned modes of magnetic micropulsion as it is based on an oscillating magnetic gradient rather than an oscillating uniform field as in [4]. MRI scanners can generate fast changing magnetic gradients but cannot modify significantly their permanent magnetic field. An advantage of the new mode of propulsion of [8] is that it could be combined with a conventional pulling mode to lead to a superior forward swimming speed.

The robot fish of Lalande et al. [8] swam the fastest when actuated with the lowest frequencies (0.2 Hz) and the strongest gradients (24 mT/m) tested. However, their robot has one major limitation: it can only swim in one direction. The slightest anisotropy in the ferromagnetic bead used for propulsion gives rise to a preferential magnetisation direction which in turn rotates the untethered robot fish back to its preferred direction along the permanent magnetic field of the scanner.

It is the goal of this paper to present an improved version of the robot fish of Lalande et al. [8] which can swim in any direction at the free-surface of a water bath. Moreover, we seek to identify the important parameters that influence the velocity and the gait of the robot. To this end we present many experimental results on the swimming performance of the new design as well as a dimensional analysis of these results. The paper is organised as follows: the robot fish and the experimental method are described in Section II along with the measured trajectories and velocities in Section III. These results are put in perspective and discussed with a proper dimensional analysis in Section IV before concluding with the avenues of future work in Section V.

## II. EXPERIMENTAL METHOD

A photograph of the robot fish is shown in Fig. 1. The head of the fish is made of a chrome-steel ferromagnetic bead of diameter  $d = 8$  mm with a saturation magnetisation of  $M_s = 1.3 \times 10^6$  A/m.

The bead is enclosed in a rigid cylindrical casing which allows it to spin freely. This is the main improvement in the robot over that of [8]. In theory, since the bead is spherical and made of a soft ferromagnetic material, it should



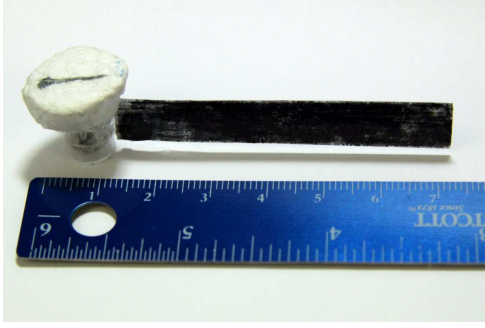


Fig. 1: Photograph of the miniature robot fish. Its head on the left is composed of an 8mm-diameter ferromagnetic bead enclosed in a cylindrical casing that allows free rotation topped by a piece of polystyrene foam for buoyancy. The tail is a piece of transparency that has been coloured black.

always be magnetised in the direction of the external field. In practice, because of slight imperfections in its sphericity and because of grain anisotropy, the bead has a preferential magnetisation direction. In [8], since the bead is solidly attached to the tail, a magnetic torque is exerted on their robot fish that tends to align the preferential direction of the bead with the permanent field of the scanner. In the present work, with the introduction of the rigid casing, the bead can align itself with the permanent field of the scanner and the fish is free to rotate about the bead.

To keep the robot buoyant, its head is topped with polystyrene foam. The head of the robot fish is attached to a flexible tail cut out of an acetate transparency which was coloured black for better visualisation. In the experiments, the tail of the fish is varied from 3 to 8 cm in length while its width is constant at 1 cm.

The swimming of the robot fish is studied in an aquarium  $50 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  filled 10 cm deep with water. The aquarium is placed in the bore of a 1.5 T Siemens Sonata MR scanner with its long direction aligned with the permanent magnetic field of the scanner. On Fig. 2, the axes are defined along the permanent magnetic field ( $z$ ), the transverse direction ( $x$ ) and the vertical ( $y$ ). A MR-compatible camera (MRC systems GmbH, Heidelberg, Germany) placed above the aquarium is used to film the experimental runs.

Once placed in the aquarium inside the MR scanner, the ferromagnetic bead of the robot fish is magnetised to saturation by the permanent field of the scanner  $B_0$ . A force can be generated on the bead by applying a magnetic gradient

$$\vec{F}_m = V (\vec{M} \cdot \vec{\nabla}) \vec{B}, \quad (1)$$

where  $V = \pi \frac{1}{6} d^3$  is the volume of ferromagnetic material and its magnetisation  $\vec{M} = M_s \vec{e}_z$  is in the direction of the permanent field  $\vec{B} = B_0 \vec{e}_z$  because the bead is free to rotate and align its preferential direction with the scanner's permanent magnetic field. From Maxwell's equations,  $\partial B_z / \partial x = \partial B_x / \partial z$  and  $\partial B_z / \partial y = \partial B_y / \partial z$ . By defining  $G_x = \partial B_z / \partial x$ ,  $G_y = \partial B_z / \partial y$  and  $G_z = \partial B_z / \partial z$ , we can

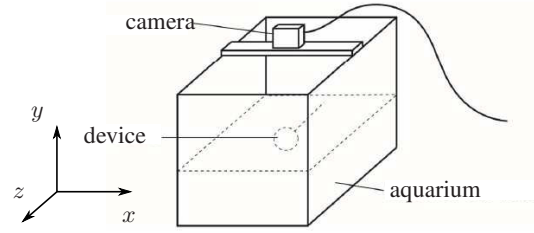


Fig. 2: Experimental setup located inside the bore of the MRI scanner. The  $z$ -direction is defined along the bore of the scanner, parallel to the permanent magnetic field, while the  $y$ -direction is vertical.

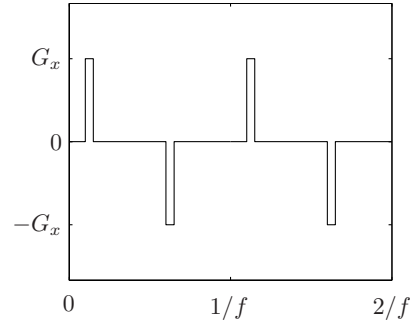


Fig. 3: Waveform of the magnetic gradient applied by the clinical MRI scanner to propel the robot fish.

express the magnetic forces as

$$\begin{Bmatrix} F_{mx} \\ F_{my} \\ F_{mz} \end{Bmatrix} = V M_s \begin{Bmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{Bmatrix}. \quad (2)$$

The three set of gradient coils in the MRI scanner can generate the gradients  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  which are normally used for imaging.

The robot can rest in any direction in the  $xz$  plane at the free surface in the aquarium due to the casing that allows the bead to rotate freely. We manually align the robot along the  $z$ -direction and apply a time-varying magnetic gradient  $G_x$  following the waveform shown in Fig. 3, while  $G_y = G_z = 0$ . The  $G_x$  signal has the form of a train of square pulses of alternating amplitude  $\pm \tilde{G}_x$  and duration  $t_a$  which repeats at frequency  $f$ . In all our experiments, the duration of each pulse is kept inversely proportional to the frequency, i.e., the duty cycle  $D$  is kept constant  $D = 0.1 = 2t_a f$ .

The swimming mechanism is illustrated in Fig. 4. For effective thrust generation, the fish must convert the actuation  $F_{mx}$  in the  $x$ -direction into a positive force in the  $z$ -direction. At any instant  $t$ , the robot is at an angle  $\theta(t)$  with the  $z$ -direction. In a frame of reference moving with the robot, fluid flows at velocity  $U$  with an angle of attack  $\alpha$ . This flow creates forces parallel and normal to its direction, namely the drag force  $F_D$  and the lift force  $F_L$ . The forward thrust is produced by the lift force component  $F_L \sin(\theta + \alpha)$  in the forward  $z$ -direction. The robot-fish effectively behaves as an

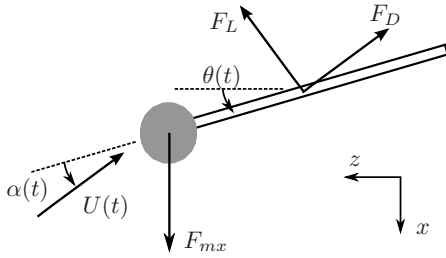


Fig. 4: Schematic diagram of the forces perceived by the swimmer.

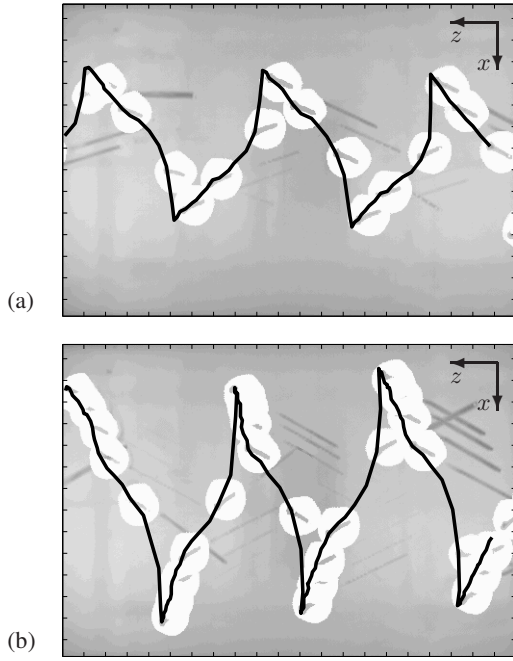


Fig. 5: Top view composite photographs of the swimming robot with a tail length of 4 cm actuated with a gradient amplitude of 20 mT/m and driving frequency of: 0.32 Hz (a); 0.2 Hz (b). The extracted trajectories are shown on top of the composites. For clarity, only one photograph out of 15 are shown on the composites, so one every 0.52 s. The tick marks on the border of the image are a centimetre apart at the scale of the photographs.

airfoil towed from side to side.

In the following section, the results presented are obtained from analysis of the video images using ImageJ and Matlab software.

### III. RESULTS

Typical trajectories of the robot fish obtained from manual tracking of the videos are shown in Fig. 5. They are superimposed onto composite photographs of the sequence.

It is from trajectory data that the rest of the results are obtained. The amplitude of sway  $A$  is measured from peak to peak in  $x$ . The average velocity  $\bar{U}$  is measured along the

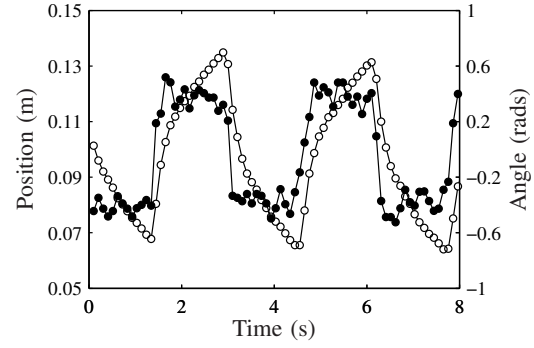


Fig. 6: Measurements of the position  $x(t)$  (in white) and of the angle  $\theta(t)$  (in black) of the robot fish in function of time. The data is for the swimming robot with a tail length of 4 cm actuated with a gradient amplitude of 20 mT/m and driving frequency of 0.32 Hz

curved trajectory while  $\bar{U}_z$  is the average forward velocity. Moreover, by tracking the position of two points on the robot (the head and the tip of the tail), the angle of yaw  $\theta$  can be calculated.

In Fig. 6, the measured position in  $x$  as well as the angle  $\theta$  are shown in function of time for the same specimen as in Fig. 5 (a). The position is plotted with white circles with respect to the left axis while the angle is plotted with black dots with respect to the right axis. The time series of the angle has the form of a square wave which leads in phase the transverse position time series. The squareness of the angle amplitude wave is explained by the small duty cycle employed  $D = 0.1$  and the form of the actuation signal (Fig. 3). The angle varies rapidly during the short application ( $t_a = 0.16$  s) of the magnetic gradient and stays almost constant until the next gradient in the opposite direction. The transverse displacement time series is smoother although the robot fish accelerates abruptly upon the application of a gradient. Note that these position and angle traces are typical, although for high actuation frequency the signal is not as clear. That is because at high actuation frequency, the amplitudes are smaller and the sampling rate is limited to the frame rate of the video camera.

In Fig. 7 the amplitude (a) and forward velocity (b) obtained for a series of experiments for varying tail length and gradient amplitude are shown. Each point corresponds to the averaged values obtained over an experimental run of the robot fish crossing the aquarium. In Fig. 7 (a), for the range of gradients studied, the amplitude always increases with the gradient. We can also see that a shorter tail gives rise to larger amplitude: on plot (a) the triangles are above the squares. In Fig. 7 (b), the picture is more complicated. For most specimens, greater gradient values tend to increase the forward velocity, however for the shortest tail ( $\blacktriangle$ ), the robot is slower at stronger actuation.

In Fig. 8, the influence of the actuation frequency on the

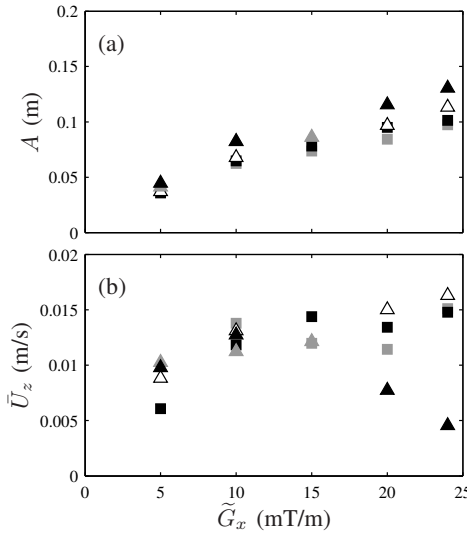


Fig. 7: Plots of the total amplitude of the transverse excursion  $A$  (a) and time-averaged forward velocity  $U_z$  (b) of the robot fish in function of the applied transverse magnetic field gradient  $G_x$  for varying tail length: 3 cm ( $\blacktriangle$ ); 4 cm ( $\triangle$ ); 5 cm ( $\triangle$ ); 6 cm ( $\blacksquare$ ); 7 cm ( $\blacksquare$ ); 8 cm ( $\square$ ). The frequency is fixed at  $f = 0.20$  Hz.

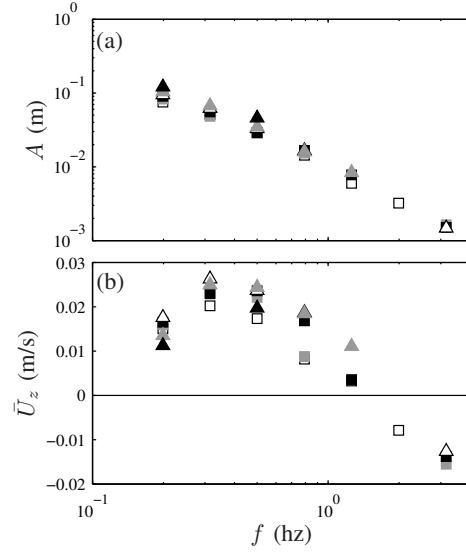


Fig. 8: Plots of the total amplitude of the transverse excursion  $A$  (a) and time-averaged forward velocity  $U_z$  (b) of the robot fish in function of the driving frequency  $f$  for varying tail length: 3 cm ( $\blacktriangle$ ); 4 cm ( $\triangle$ ); 5 cm ( $\triangle$ ); 6 cm ( $\blacksquare$ ); 7 cm ( $\blacksquare$ ); 8 cm ( $\square$ ). The gradient is fixed at  $G_x = 20$  mT/m.

amplitude (a) and the forward velocity (b) of the robot is shown. On the logarithmic plot, the points of amplitude measurements decrease in a straight line with increasing frequency. On the other hand, for all tail lengths, the forward velocity is maximal at a frequency between 0.3 and 0.4 Hz. An interesting phenomenon happens at the highest frequencies tested as the robot fish swims backwards (the velocities measured are negative at  $f = 2 - 3$  Hz).

The variation of the swimming behaviour of the robot with frequency, magnetic gradient and fish length is rather complex, so to get a better understanding of it we develop a dimensional analysis in the next section.

#### IV. DIMENSIONAL ANALYSIS AND DISCUSSION

To get a rough estimate of how the dynamics of the swimming robot scales with the magnetic force and the actuation frequency, we can do a simple dimensional analysis of the two important time scales of the problem. The first time scale is the duration of the gradient pulse  $t_a$ .

The second one is a little more subtle and comes from hydrodynamics. On top of the lift and drag forces, the water also exerts forces on the robot fish through the added mass. As the robot accelerates, it accelerates part of the surrounding fluid with it [9]. For a flat plate of length  $\ell$  and width  $w$  submerged in a fluid of density  $\rho$ , the added mass can be estimated as  $m = \frac{1}{4}\rho\pi w^2\ell$ . For simplicity, we neglect the contribution of the mass of the chrome-steel bead to the rotational inertial of the robot and consider only the fluid added mass. The moment of inertia about the centre of the plate is thus  $I = \frac{1}{12}m\ell^2 = \frac{1}{48}\pi\rho w^2\ell^3$ . We can then expect

the magnetic force to create a rotational acceleration on the robot fish:

$$I \frac{\partial^2 \theta}{\partial t^2} = \frac{F_{mx}\ell}{2}. \quad (3)$$

By integrating twice Eq. 3, we find that the time necessary to reach an arbitrary angle of  $\theta = 1$  is

$$t_{hydro} = \sqrt{\frac{4I}{F_{mx}\ell}} = w\ell \sqrt{\frac{\pi\rho}{12F_{mx}}}. \quad (4)$$

We can then write the ratio of time scales as

$$\tau = \frac{t_a}{w\ell} \sqrt{\frac{12F_{mx}}{\pi\rho}} = \frac{D}{2fw\ell} \sqrt{\frac{12VM_s G_x}{\pi\rho}}. \quad (5)$$

The dimensionless parameter  $\tau$  thus relates the duration of the gradient pulses to the rotational acceleration time scale.

On Fig. 9, the standard deviation of the angle  $\theta$  the robot fish makes with the  $z$ -axis (a) and the dimensionless amplitude of the trajectory are presented versus the time scale ratio. The standard deviation of  $\theta$  gives us an indication of the fluctuation amplitude in orientation. Note that all the experimental points from the previous section are included in these plots. The dimensionless parameters allow to collapse all experimental points. For all the tests performed, the angular fluctuation amplitude and the dimensionless sway amplitude increase monotonically with  $\tau$  and trends are easily discernible.

The swimming characteristic in which we are most interested is the velocity of the robot fish. We define the total reduced velocity as  $U_R = \bar{U}/f\ell$  which is based on

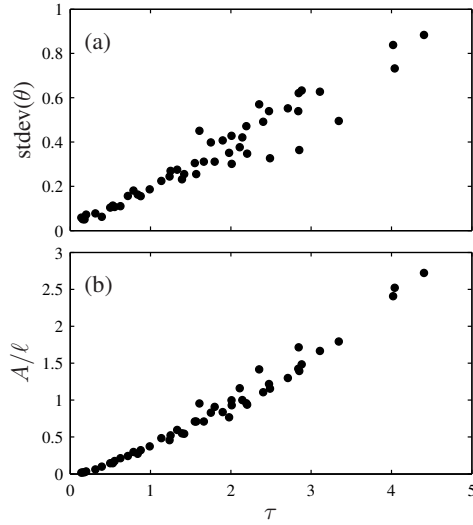


Fig. 9: Standard deviation of the angle of the fish during the crossing of the aquarium (a) and total excursion amplitude divided by the total length of the fish (b) plotted in function of the time scale parameter  $\tau$ .

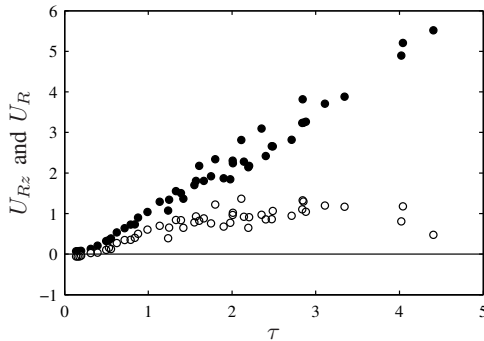


Fig. 10: Variation of the reduced velocity in function of the time scale parameter. The total reduced velocity based on the average velocity measured along the trajectory of the robot fish,  $U_R$  (●), as well as the forward reduced velocity  $U_{Rz}$  (○) are shown.

the average velocity of the fish along its trajectory, while  $U_{Rz} = \bar{U}_z / f\ell$  is based on the forward velocity. In Fig. 10, the total reduced velocity (●) and the forward reduced velocity (○) are shown. Just like the amplitude, the total reduced velocity increases monotonically with  $\tau$ . However, the forward reduced velocity reaches a plateau at  $\bar{U}_z = 1$  for  $\tau$  valued between 2 and 3 and decreases for higher values. Physically what is happening, is that a high values of  $\tau$ , both the yaw and the sway amplitude become large (Fig. 9) and the fish swims from side to side rather than forward.

This scaling argument explains why the forward velocity of the shortest specimen (▲) in Fig. 7 decreases for the strongest values of magnetic field gradient. Small length, low

frequency and large magnetic gradient lead to a large value of  $\tau$  (see Eq. 5). At large values of  $\tau$ , the robot swims from side to side and is less efficient at converting actuation into forward motion.

As for the backwards swimming observed at high frequency in Fig. 8, it is seen to occur at the lowest values of  $\tau$  in Fig. 10. It is not obvious why the robot fish swims backwards at low values of  $\tau$ . One possible explanation is that a variation of the actuation frequency leads to a phase reversal of the  $\theta$  and  $x$  degrees of freedom of the robot fish similarly to a periodically excited harmonic system. Another explanation could be that the backwards motion was due to a flexural waves travelling in the tail rather than a solid body rotation like in the regular forward mode of locomotion. This would be consistent with the facts that backwards swimming was only observed for relatively long specimens and in these occurrences, the tail was seen to flex significantly.

From the good collapse of the experimental results in dimensionless form, we can draw conclusions about the parameters of the ideal robot fish. To obtain the fish that swims forward the fastest, we need to keep the value of  $\tau$  between 2 and 3 to maximise  $U_{Rz}$ . With  $U_{Rz}$  maximised,  $\ell$  and  $f$  must also be maximised so that  $\bar{U}_z$  is the largest. To keep  $\tau$  within the desirable range, one would thus want to maximise the duty cycle and the magnetic force.

However, for the biomedical applications intended (possibly carrying a camera in the gastrointestinal tract), the sway amplitude is also of concern. If the amplitude  $A$  is too large, the robot fish requires too much space to swim. To minimise  $A$ , the parameter  $\tau$  must be minimised and the length  $\ell$  of the fish must be maximised.

## V. CONCLUSION

A swimming robot actuated by a MR scanner was built and tested. The new concept described here allows the robot to be actuated in any direction in the scanner. The influence of the length of the robot as well sequence parameters were studied. From the parameter study and the dimensional analysis performed here, a better understanding of the swimming mechanism was brought and the important parameters were identified.

The future work on the robot fish concept will focus on miniaturising the robot and improving the actuation sequence.

Through miniaturisation of the robot, the force balance will change. The ratio of the inertial to the viscous forces is very important in the swimming mechanism. This ratio is the Reynolds number defined as

$$Re = \frac{\rho \bar{U} \ell}{\mu},$$

where  $\mu$  is the fluid dynamic viscosity. In the swimming results presented here,  $Re$  varies between 900 and 3600. With a smaller size  $\ell$  the Reynolds number decreases. The lift mechanism that generates thrust is inertia-based and cannot work at low Reynolds number. So there is a limit on how small the robot can be made. However that small  $Re$  limit



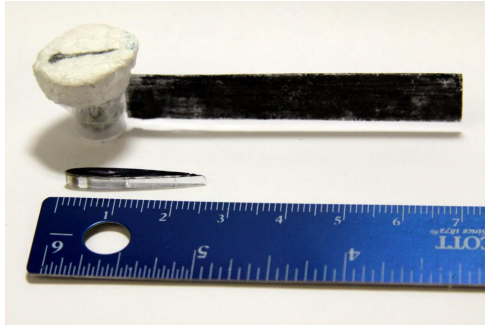


Fig. 11: Photograph of the actual swimming robot compared with the new generation MRI swimmer.

is still far and we believe that upon using a more effective sequence and a more streamlined robot fish design, a higher swimming speed can be achieved. A higher  $\bar{U}$  could partly compensate for a lower value of  $\ell$  in keeping the Reynolds number large enough.

A photograph of the current robot design compared with the next generation is shown in Fig. 11. The new design is shaped after an airfoil section. The solid acrylic airfoil contains two cavities: a cylindrical one close to the head containing the ferromagnetic bead and allowing it to spin, and a second one in the middle of the body filled with air to give an overall slightly positive buoyancy to the robot fish.

On top of miniaturising the robot and improving its design, work has to be done on the propulsion sequence. With a clinical scanner, the gradient amplitude cannot be increased much beyond what was tested here. MRI scanners cannot hold large gradients with a large duty cycle for a long period of time. There is thus a trade-off between duty cycle and gradient amplitude. However from the dimensional analysis, we know that increasing the duty cycle is more effective in keeping  $\tau$  high than increasing the magnetic gradient as  $\tau \propto D\sqrt{G_x}$ . Moreover, the train of square pulses is not ideal for propulsion. A sinusoidal actuation would be better, and a sinusoidal actuation with harmonics such as to insure a purely sinusoidal angle of attack  $\alpha(t)$  would be better still [10].

For even better performances, the propulsion sequence will have to undergo another modification. That is, the next generation sequence should combine the gradient oscillating from side to side with a simple forward pulling gradient. Considering the limited gradient amplitude and duty cycle the coils of a scanner can hold, the advantage of this combined actuation scheme is that two sets of orthogonal coils at a time are used for propulsion.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors are thankful to the three anonymous reviewers who provided very insightful comments and questions. The authors would like to acknowledge the funding of the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada as well as *Le Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies*.

#### REFERENCES

- [1] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, and J. J. Abbott, "Microrobots for minimally invasive medicine," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 55–85, 2010.
- [2] M. Pennazio, R. Santucci, E. Rondonotti, C. Abbiati, G. Beccari, F. P. Rossini, and R. D. Franchis, "Outcome of patients with obscure gastrointestinal bleeding after capsule endoscopy: Report of 100 consecutive cases," *Gastroenterology*, vol. 126, pp. 643–653, Mar. 2004.
- [3] J. J. Abbott, M. C. Lagomarsino, L. Zhang, L. Dong, and B. J. Nelson, "How should microrobots swim?," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 11–12, pp. 1434–1447, 2009.
- [4] S. Sudo, S. Segawa, and T. Honda, "Magnetic swimming mechanism in a viscous liquid," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 17, no. 8–9, pp. 729–736, 2006.
- [5] J. Mathieu, S. Martel, L. Yahia, G. Soulez, and G. Beaudoin, "MRI systems as a mean of propulsion for a microdevice in blood vessels," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 4, pp. 3419–3422 Vol.4, 2003.
- [6] S. Martel, J. Mathieu, O. Felfoul, A. Chanu, E. Aboussouan, S. Tamaz, P. Poupponeau, L. Yahia, G. Beaudoin, G. Soulez, and M. Mankiewicz, "Automatic navigation of an untethered device in the artery of a living animal using a conventional clinical magnetic resonance imaging system," *Applied Physics Letters*, vol. 90, no. 11, p. 114105, 2007.
- [7] S. Martel, J. B. Mathieu, O. Felfoul, H. Macicior, G. Beaudoin, G. Soulez, and L. H. Yahia, "Adapting MRI systems to propel and guide microdevices in the human blood circulatory system," *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, vol. 2, pp. 1044–1047, 2004. PMID: 17271861.
- [8] V. Lalande, F. Gosselin, and S. Martel, "Experimental demonstration of a swimming robot propelled by the gradient field of a magnetic resonance imaging (MRI) system," *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Montreal, Canada*, p. 103, July 2010.
- [9] M. P. Paidoussis, *Fluid-Structure Interactions, Volume 2*. Elsevier, London, 2004.
- [10] M. S. Triantafyllou, F. S. Hover, A. H. Techet, and D. K. P. Yue, "Review of hydrodynamic scaling laws in aquatic locomotion and fishlike swimming," *Applied Mechanics Reviews*, vol. 58, pp. 226–237, July 2005.